

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1949

THÈSE

N^o 457

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'Etat)

PAR

Louise Marie KANTZER

Moniteur de Clinique O. R. L. à la Faculté

née le 20 Février 1912 à PLEMET (Côtes-du-Nord)

Présentée et soutenue publiquement le

- 9 JUIN 1949

1949.

L'APPAREILLAGE DES SOURDS
PAR LA
PROTHÈSE ÉLECTRONIQUE

Président : M. LEMAITRE Professeur.

NIORT

L'ESSOR DE L'ÉDITION

1, Rue Yver, 1

1949

FACULTÉ DE MEDECINE DE PARIS

Nom du Candidat : KANTZER

Prénoms : Louise-Marie

Date de la soutenance :

Numéro d'ordre :

(Ces deux mentions seront complétées par le service de la Bibliothèque)

1

KANTZER Louise, Marie.
— L'appareillage des sourds
par la prothèse électronique.
— *Niort, l'Essor de l'Edition*,
1949, 152 pages, in-8°.
(Th. méd. (Et.), Paris 1949-
N°)

2

KANTZER Louise, Marie.
— L'appareillage des sourds
par la prothèse électronique.
— *Niort, l'Essor de l'Edition*,
1949, 152 pages, in-8°.
(Th. méd. (Et.), Paris 1949-
N°)

3

KANTZER Louise, Marie.
— L'appareillage des sourds
par la prothèse électronique.
— *Niort, l'Essor de l'Edition*,
1949, 152 pages, in-8°.
(Th. méd. (Et.), Paris 1949-
N°)

4

KANTZER Louise, Marie.
— L'appareillage des sourds
par la prothèse électronique.
— *Niort, l'Essor de l'Edition*,
1949, 152 pages, in-8°.
(Th. méd. (Et.), Paris 1949-
N°)

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1949

THÈSE

N°

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'Etat)

PAR

Louise Marie KANTZER

Moniteur de Clinique O. R. L. à la Faculté

née le 20 Février 1912 à PLEMET (Côtes-du-Nord)

Présentée et soutenue publiquement le

1949.

L'APPAREILLAGE DES SOURDS
PAR LA
PROTHÈSE ÉLECTRONIQUE

Président : M. LEMAITRE Professeur.

NIORT
L'ESSOR DE L'ÉDITION
1, Rue Yver, 1
1949

DOYENS HONORAIRES :

MM. Balthazard, Baudouin.

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. Aubertin, Balthazard, Basset, Baudouin, Brindeau, E. Brumpt, Carnot, Chevassu, Chiray, Clerc, Delbet, Guillaïn, Hartmann, Heitz-Boyer, Laignel-Lavastine, Laubry, Lemierre, Lhermitte, Loeper, Marion, Mathieu, Mulon, Ombrédanne, Rouvière, Sannié, Sébilleau, Sézary, Tanon.

DOYEN..... Léon BINET.

Membre de l'Institut

ASSESEUR..... Jean VERNE.

I. — PROFESSEURS

	MM.
Anatomie	OLIVIER. (E.)
Anatomie pathologique	LEROUX. (R.)
Assistance Médico-sociale	N...
Bactériologie	GASTINEL. (P.)
Biologie médicale	VERNE. (J.)
Chimie médicale	POLONOVSKI. (M.)
Clinique de cardiologie	DONZELOT. (E.)
	BROCQ. (P.)
	CADENAT. (F. M.)
	MONDOR. (H.)
	QUENU. (J.)
	N...
Cliniques chirurgicales	MERLE D'AUBIGNE. (R.)
	MOCQUOT. (P.)
Clinique chirurgicale infantile et d'orthopédie	GOUGEROT. (H.)
Clinique chirurgicale orthopédique	DEBRE. (R.)
Clinique gynécologique	MOLLARET. (P.)
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques	DELAY. (J.)
Clinique des maladies des enfants	CHEVALLIER. (P.)
Clinique des maladies infectieuses	ALAJOUANINE. (T.)
Clinique des maladies mentales et de l'encéphale	BENARD. (H.)
Clinique des maladies du sang	LAROCHE. (G.)
Clinique des maladies du système nerveux	HARVIER. (P.)
	LIAN. (C.)
Cliniques médicales	PASTEUR VALLERY-RADOT. (L.)
Clinique médicale propédeutique	PETIT-DUTAILLIS. (D.)
Clinique de Neuro-chirurgie	LANTUEJOUL. (P.)
	LEVY-SOLAL. (E.)
Cliniques obstétricales	PORTES. (L.)
	VELTER. (E.)
Clinique ophtalmologique	LEMAITRE. (F.)
Clinique oto-rhino-laryngologique	
Clinique physio-pathologique des problèmes alimentaires (chaire à titre personnel)	RICHET. (C.)
Clinique psychiatrique infantile	HEUYER. (C.)
Clinique de puériculture	LELONG. (M.)
Clinique stomatologique	DECHAUME. (M.)
Clinique thérapeutique chirurgicale	SENEQUE. (J.)
Clinique thérapeutique médicale	CHABROL. (E.)
Clinique de la Tuberculose	BERNARD. (E.)
Clinique urologique	FEY. (B.)

Embryologie
Histoire de la médecine et de la chirurgie
Histologie
Hydrologie thérapeutique et climatologie
Hygiène et clinique de la première enfance
Hygiène et médecine préventive
Médecine du Travail
Médecine légale
Parasitologie et histoire naturelle médicale
Pathologie chirurgicale
Pathologie exotique
Pathologie expérimentale et comparée
Pathologie médicale
Pathologie et thérapeutique générales
Pharmacologie et matière médicale
Physiologie
Physique médicale
Radiologie médicale
Rhumatologie
Technique chirurgicale
Thérapeutique

MM.
GIROUD. (A.)
BARIÉTY. (M.)
CHAMPY. (C.)
JUSTIN-BESANÇON (L.)
CATHALA. (J.)
JOANNON. (G.)
DESOILLE (H.)
PIEDELIEVRE. (R.)
GALLIARD. (H.)
DE GAUDART D'ALLAINES. (F.)
LAVIER. (G.)
LEMAIRE. (A.)
MOREAU. (R.)
DE GENNES. (L.)
HAZARD. (R.)
BINET. (L.)
STROHL. (A.)
DESGREZ (H.)
COSTE. (F.)
MOULONGUET. (P.)
TURPIN. (R.)

PROFESSEURS SANS CHAIRE :

BULLIARD (*Histologie*), CORDIER (*Anatomie*), DOGNON (*Physique médicale*),
HALPHEN (O. R. L.), JAYLE M. (*Chimie médicale*),
M^{lle} J. LEVY (*Pharmacologie*).

II. — AGRÉGÉS EN EXERCICE

MM.		MM.
Anatomie	N... DELMAS. N... & DEBEYRE.	Pathologie chirurgicale { PADOVANI. PATEL. ROUX. RUDLER. SICARD. N...
Anatomie pathologique {	DELARUE. M ^{lle} GAUTHIER-VILLARS.	Pathologie expérimentale { MERKLEN. BROUET. CACHERA. DECOURT. DREYFUS (Gilbert) FAUVERT. GARCIN.
Bactériologie	BONNET. FASQUELLE.	Pathologie médicale { HAMBURGER. KOURILSKY. LAMY. LENEGRE. MARCHAL. MAURIC. SOULIE.
Biochimie médicale ... {	ETTORI. SCHAPIRA.	
Dermato-Syphiligraphie.	DEGOS.	
Histologie	COUJARD. DESCLAUX.	
Hydrologie	DEBRAY.	
Hygiène	BOYER. DEPARIS.	
Médecine légale	DEROBERT.	
Neurochirurgie	PUECH.	
Neurologie	DE SEZE.	
	DIGONNET.	Pédiatrie
Obstétrique	MAYER. SUREAU. VARANGOT.	Pharmacologie
	OFFRET.	Physiologie
Ophtalmologie	AUBIN.	Physique médicale
Oto-rhino-laryngologie	BRUMPT, L. C.	Psychiatrie
Parasitologie	FEVRE. HUGUIER.	Thérap. Agr. ch. d'ens. .
Pathologie chirurgicale {	LEGER.	Urologie

III. — PROFESSEURS HONORAIRES et AGRÉGÉS
RAPPELÉS A L'EXERCICE
pour le service des examens

MM. BASSET (*Pathologie chirurgicale*), **BRINDEAU** (*Obstétrique*),
GATELLIER (*Clinique chirurgicale*), **HUGUENIN** (*Anatomie pathologique*),
LE LORIER (*Obstétrique*), **VAUDESCAL** (*Obstétrique*).

IV. — PROFESSEURS SANS CHAIRE ET AGRÉGÉS
CHARGÉS DE COURS DE CLINIQUE ANNEXE
à titre permanent.

					MM.

MM.
Secrétaire de la Faculté .. **J. MOREL**
Secrétaire-adjoint **M^{le} CHAINTREUIL.**

Bibliothécaire en Chef Docteur **A. HAHN.**
Bibliothécaires M^{les} **DUMAITRE, GOICHON, LAURENT.**

Par délibération en date du 9 décembre 1798, l'Ecole a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

**L'APPAREILLAGE DES SOURDS
PAR LA
PROTHÈSE ÉLECTRONIQUE**

A LA MEMOIRE DE MON PERE

Docteur en Médecine

A MONSIEUR LE PROFESSEUR FERNAND LEMAITRE

Professeur de Clinique oto-rhino-laryngologique
à la Faculté de Médecine de Paris
Membre de l'Académie de Médecine

*Qui nous a accueilli avec
bienveillance dans son service et
nous a fait le grand honneur
d'accepter la présidence de cette
thèse. Qu'il veuille trouver ici
l'expression de notre respec-
tueuse reconnaissance.*

A MONSIEUR LE DOCTEUR RAOUL CAUSSE

Directeur du Laboratoire d'Otologie expérimentale
Ecole Pratique des Hautes Etudes
Professeur à l'Ecole Supérieure Nationale
des Télécommunications

Qui nous a consacré des instants précieux pour mettre à notre service sa haute compétence et nous guider dans ce travail.

A MONSIEUR LE DOCTEUR MADURO

Oto-rhino-laryngologiste des Hôpitaux de Paris
Chef de Service Adjoint à l'Hôpital Lariboisière

Qui nous a dispensé, sans compter, un enseignement toujours fécond et pénétrant.

AU DOCTEUR P. L. KLOTZ

Ancien Interne des Hôpitaux de Paris
Chef de Clinique à la Faculté

*Qui, après avoir contribué à
nous initier à notre spécialité,
nous a donné l'idée de ce tra-
vail.*

AU DOCTEUR JEAN TARNEAUD

Laryngologiste du Conservatoire National de Musique

*Qui nous a enseigné la pho-
niatrie avec tant de sollicitude.*

AUX ASSISTANTS ET CHEFS DE CLINIQUE

du Service oto-rhino-laryngologique de l'Hôpital Lariboisière

*Qui nous ont aidée de leur
savoir pendant notre séjour
parmi eux.*

A MES MAITRES
DE L'ECOLE DE MEDECINE DE TOURS

A MES MAITRES
DANS LES HOPITAUX ET A LA FACULTE DE PARIS

A MES CAMARADES ET AMIS
DU SERVICE O. R. L.
DE L'HOPITAL LARIBOISIERE

INTRODUCTION

La grande expérience industrielle des U. S. A. en matière de technique électronique, appliquée aux nécessités d'une guerre moderne et scientifique, a permis la réalisation de postes de radio extrêmement petits et très robustes. Ces appareils, émetteurs ou récepteurs, équipaient les parachutistes, les ballons-sondes et les services de renseignement et possédaient des éléments miniatures, tubes, piles, etc..., construits en grande série à des prix raisonnables. On put en adapter directement au montage d'amplificateurs assez puissants pour utiliser efficacement les forces électromotrices très faibles des microphones à cristal piézo-électrique et réaliser des prothèses acoustiques de qualité et vraiment portables.

L'apparition en France, après la fin de la guerre, de ces prothèses légères, peu encombrantes, munies de récepteurs pas plus gros qu'une cerise, peu visibles, qu'on disait très puissants et remarquablement efficaces, apporta un nouvel espoir aux sourds jusqu'alors plutôt déshérités en comparaison des myopes, presbytes ou astigmates.

Les otologistes savent que le nombre des sourds est grand et connaissent l'importance individuelle et sociale considérable de cette infirmité. Il nous a paru opportun de montrer ici en quoi consistent ces nouvelles prothèses, d'examiner comment le sourd peut déterminer le modèle qui lui convient et d'évaluer les bénéfices qu'il peut en espérer.

Ce travail n'a pas la prétention d'épuiser un sujet aussi vaste. Nous avons seulement essayé de recueillir, oralement ou par la bibliographie française et surtout anglo-saxonne, des éléments d'information d'une valeur certaine. Chaque fois que nous l'avons pu, nous avons tenté de nous constituer une opinion personnelle en étudiant des appareils, en les essayant et en assistant à des appareillages de sourds.

★
★ ★

Dans le développement de notre étude, nous avons adopté le plan suivant :

Un court préambule rappelle ce qu'est un sourd, psychologiquement et socialement parlant, et expose les besoins qu'il est en droit de vouloir satisfaire par une prothèse.

Le premier chapitre constitue une revue critique des procédés existant jusqu'alors et met en évidence leurs insuffisances.

Au chapitre deuxième nous avons cru utile de développer les moyens fournis par l'otologie et la physique modernes pour étudier à fond les surdités et nous montrons comment sont apparues des notions nouvelles qui servent à les préciser.

Le quatrième est consacré à l'appareillage du sourd par ces nouvelles prothèses. Nous montrons successivement quels sourds il faut appareiller, comment choisir pour chacun la prothèse convenable, comment en tirer le meilleur parti, et nous exposons les résultats obtenus.

Le chapitre cinquième s'attache au problème de l'avenir. Nous y développons les buts à atteindre pour obtenir une prothèse parfaite et nous montrons ce que deviendra alors l'appareillage du sourd.

PRÉAMBULE

Le sourd : ses besoins

Nous ne pouvons bien comprendre les nécessités de l'appareillage et ses difficultés si nous n'avons pas auparavant examiné la situation du sourd, défini ses besoins et montré les insuffisances des remèdes apportés à son infirmité jusqu'à l'avènement des prothèses électroniques.

Nous avons tous remarqué que la surdité de l'adulte s'accompagne d'une altération de son caractère : Le sourd devient triste et soupçonneux. C'est presque toujours un être malheureux.

Le sourd total souffre plus de son infirmité que l'aveugle. On peut s'en étonner, car enfin le sourd conserve la faculté de lire, d'écrire, de se diriger seul. On constate aussi que le sourd suscite moins d'intérêt que l'aveugle. Le public a tendance à se moquer du sourd et à le laisser dans son coin alors qu'un minimum de patience et d'efforts, s'il s'agit seulement d'un dur d'oreille, le tirerait de sa solitude. Cette attitude est injuste. Le sourd n'est pas malheureux parce qu'il a « mauvais caractère » ; le sourd est malheureux parce que, sans en avoir conscience, il a perdu le sens le plus important que possède l'homme.

La gêne principale ressentie par le sourd est l'impossibilité de communiquer avec ses semblables. Le développement du langage écrit et parlé conditionne largement la réalisation de nos besoins et de nos désirs. C'est par le langage que nous communiquons nos expériences : la complexité des symboles et leur souplesse se développent en même temps que la complexité de notre expérience. Le langage, enfin, est le support indispensable de nos idées abstraites et en particulier de notre code moral.

Nous sommes déjà moins conscients du rôle avertisseur joué par l'ouïe. La constante activité du monde qui nous entoure s'accompagne de bruits : la pluie, le vent, les machines, la foule... Certains sont l'annonce d'un danger et nous avertissent que nous devons agir pour y parer. Dans ce rôle de protection, l'audition est beaucoup plus efficace que la vue dont le champ est restreint et direct. L'ouïe perçoit toutes les manifestations sonores autour de nous, derrière nous, et même au delà des obstacles. L'oreille est toujours prête à fonctionner : pas besoin de lumière, pas de paupière pour interrompre son service ; pendant le sommeil même, comme le prouvent l'expérience et l'encéphalographie, l'oreille continue son rôle de veilleur : que se produise un bruit insolite ou un son que nous connaissons comme un signal habituel et nous nous réveillons. Rappelons enfin la valeur localisatrice de l'audition bilatérale.

On doit faire une place spéciale à l'ouïe en tant qu'expérience esthétique. Les sons musicaux, qu'ils viennent de la nature, de la voix humaine ou d'instruments de musique, ne sont ni des formes de communication, ni des agents de renseignement, mais une source d'émotion artistique.

Il existe une fonction de l'ouïe qui, pour être moins connue, n'en est pas moins importante. Elle a été mise

en relief par l'Américain DONALD A. RAMSDELL dans « The psychology of the deafened adult ». Il l'appelle le « primitive level » de l'audition. Une observation soigneuse des soldats de la dernière guerre devenus brutalement sourds a amené cet auteur à considérer l'ouïe comme le sens de beaucoup le plus important pour l'intégration de notre moi dans le monde. Cette fonction se passe au niveau du sub-conscient et consiste dans l'enregistrement inconscient de tous les bruits faibles qui nous entourent : tic-tac de l'horloge, grondement des véhicules dans la rue, respiration de nos voisins immédiats. Nous ne les percevons pas ; mais que l'horloge s'arrête, que le roulement d'une auto devienne anormalement fort, que notre voisin modifie sa respiration, et aussitôt ce bruit entre dans le champ de notre conscience. Le monde, par son activité, nous enveloppe d'un tissu de petits bruits qui nous donnent l'impression que le monde autour de nous est vivant. Ils contribuent aussi à notre propre sensation de vie, au même titre que les sensations obscures de l'activité de notre corps (digestion, circulation, activité cérébrale). La liaison la plus efficace entre l'activité constante de la nature et l'activité constante de notre organisme est cette fonction de l'ouïe qui s'exerce au niveau inférieur de notre conscience (primitive level). Un Descartes otologiste aurait pu dire : « J'entends, donc je suis. »

L'adulte qui devient aveugle ne se plaint pas comme le sourd d'être plongé dans « un monde mort ». Dans un film dont le son est coupé, les acteurs se meuvent tout à coup comme des automates ; les lèvres remuent, les portes se ferment dans le silence absolu : le sourd est le spectateur permanent d'un film sonore pour les autres et muet pour lui.

Le sourd ignore, nous l'avons vu, toute l'importance de l'audition. Il ne connaît pas la véritable cause de sa dépression et se laisse d'autant plus accabler. Pour peu

qu'il s'agisse d'une personne hypersensible, elle développe des psychoses particulières sous forme d'auto-accusation ou sous forme d'aggressivité : psychose revendicative, caractère soupçonneux et même manie de la persécution.

La situation du sourd-muet paraît à première vue plus dramatique. N'ayant pas appris avant d'être sourd le langage support de la pensée, il ne peut ni lire, ni écrire, ni penser tant qu'il n'a pas acquis, au prix d'efforts dont nous n'avons pas idée, le sens des symboles. Même après des années d'études, le sourd-muet n'arrive pas, sauf exceptions rarissimes, à la richesse de pensée de l'adulte. Le sourd-muet peut articuler les mots sans les entendre : mais quinze ans de dévouement opiniâtre des maîtres et d'efforts incessants des élèves n'aboutissent qu'à un langage peu naturel et difficile à saisir. Toutefois, chez le sourd-muet, il n'y a pas de trouble psychique spécifique. Il n'est ni plus triste ni plus malheureux que les autres infirmes. Il n'a pas de dépression spéciale puisqu'il n'a jamais connu le monde sonore dont la perte laisse un si grand désarroi.

*
* *

Que demande le sourd ? Avant tout, comprendre la parole.

Il veut pouvoir suivre une conversation et échanger facilement avec ses semblables ses impressions et ses pensées.

Ensuite, ses exigences varient suivant le degré de sa surdité, sa profession, sa culture, son âge. S'il est encore capable de suivre une conversation ordinaire, il demande à pouvoir entendre dans des situations difficiles : conversations de groupe, conférences, théâtre, cinéma. Si, au contraire, sa surdité est très sévère, la possibilité de comprendre un interlocuteur à peu de distance est

déjà une acquisition précieuse. Un médecin ou un musicien se préoccupe plus vite de l'abaissement de son acuité auditive et se montre plus exigeant pour récupérer sa finesse d'ouïe qu'un homme qui ne se sert pas spécialement de son audition dans sa profession. Les personnes âgées, menant une vie retirée, ne recherchent que le moyen de parler commodément dans le calme avec leurs enfants et leurs proches, peut-être d'entendre la T.S.F., tandis que l'homme d'affaires doit saisir le sens d'une conversation au milieu de bruits variés : machines à écrire, voitures, brouhaha des voix ; il doit entendre la sonnerie du téléphone et son correspondant au bout de la ligne.

Un certain nombre de sourds, d'ailleurs très limité, désire en outre réentendre la musique. Ce besoin suppose une aptitude naturelle et une culture musicale antérieure à la surdité. Il arrive que la perte de l'audition de la musique cause chez un mélomane une très grande tristesse et la sensation d'une diminution de son moi presque insupportable. Ces cas sont rares.

Nous devons tenir compte de tous ces facteurs dans notre appareillage des individus, soit pour conseiller une prothèse, soit pour choisir tel modèle de préférence à tel autre. L'un peut être plus capable de rendre la finesse d'ouïe, un autre peut donner une meilleure audition dans le bruit ou une qualité musicale plus satisfaisante.

Nous ajouterons qu'il est utile de rendre le grand sourd apte à entendre les bruits environnants pour le relier au monde vivant et lutter ainsi contre ses troubles psychiques.

CHAPITRE I

Les appareils pour sourds avant la prothèse électronique

Depuis le temps où Albertus Magnus, au ^{xiii}^e siècle, écrivait que manger du cerveau de lion rend fou, mais que l'introduire dans l'oreille, mélangé à une huile forte, guérit la surdité ; où Hildebrand de Bingen affirmait que la surdité peut être guérie en coupant l'oreille droite d'un lion et en l'appliquant sur l'oreille du malade, le temps de dire : « Entends, Adimacus, par le Dieu vivant et par la vertu puissante de l'ouïe du lion », il faut bien avouer que le traitement médical de la surdité n'a guère progressé.

L'opération de la fenestration qui, par des améliorations constantes de la technique, voit s'accroître le nombre des succès, ne va pas sans quelques inconvénients et surtout ne s'applique qu'à un nombre de cas encore limité de surdités bien définies et de pertes peu sévères.

En 1949, la meilleure ressource des sourds, c'est l'appareillage.

Depuis que les sourds existent, ils ont d'instinct cherché à compenser l'affaiblissement de leur audition par des procédés simples qu'on a commercialisés. Le réflexe le plus instinctif consiste à mettre la main en pavillon

derrière l'oreille pour concentrer les ondes sonores sur le conduit. Le cornet acoustique joue le même rôle. Lorsqu'il est long et bien dirigé vers la bouche de celui qui parle, il peut concentrer dans l'oreille assez d'énergie pour compenser une perte d'audition encore faible.

Un autre sourd essaiera d'utiliser la conduction osseuse pour atteindre une oreille interne pas ou peu lésée. Beethoven, dit-on, pour entendre le piano, serrait entre ses dents l'extrémité d'une canne dont l'autre bout, posé sur l'instrument, lui en transmettait les vibrations sonores. On a vendu des sortes d'éventails et de pipes métalliques destinés à concentrer sur les dents les ondes sonores captées par l'appareil métallique.

Quand le tympan est largement perforé ou n'existe plus, surtout si marteau et enclume ont disparu aussi, le sourd entend parfois mieux en mettant un morceau de coton au contact de l'étrier ou de la fenêtre ronde. Les otologistes ont perfectionné cette technique en plaçant en permanence une prothèse constituée par une membrane flexible montée sur un poil dur. Mais le succès de ces tympanes artificiels, comme aussi des appareils précédents, est limité aux cas où la perte est peu importante et où le malade présente la lésion anatomique qui correspond à cette prothèse. En aucun cas ces prothèses n'apportent une énergie supplémentaire.

Les appareils électriques, au contraire, intensifient les ondes sonores grâce à l'énergie supplémentaire fournie par leurs batteries de piles.

C'est en cherchant le moyen de faire entendre les sourds que Graham BELL (1847-1922), professeur dans un institut de sourds-muets, inventa le téléphone en 1876. Plus tard, on réalisa des prothèses électriques basées sur le même principe. Dans le petit téléphone du sourd, l'énergie électrique est employée non plus à vaincre les pertes en ligne, mais à compenser la perte d'audition. Ce système, que nous appellerons « à char-

bon », utilise les variations de résistance électrique de contact de granules de charbon quand la pression mécanique qu'ils exercent les uns sur les autres varie. L'essentiel du microphone est donc représenté par des granules d'un charbon spécial placés entre une électrode mobile et une électrode fixe. L'électrode mobile est un diaphragme métallique qui vibre quand des ondes sonores tombent à sa surface. L'électrode fixe est un bloc de charbon sur lequel reposent les granules. Les deux électrodes sont reliées à la batterie et l'ensemble du microphone se comporte comme une résistance en série dans le circuit de la pile. Chaque vibration du diaphragme modifie sa pression sur les granules et engendre des variations synchrones du courant électrique fourni par la pile. Il se trouve fort heureusement, que ces variations de résistance du circuit reproduisent sensiblement le dessin des ondes sonores initiales.

Le circuit le plus simple est complété uniquement, à l'autre bout de la ligne, par un récepteur magnétique du type courant ; un électro-aimant attire ou repousse un diaphragme métallique au rythme des variations de courant qui traversent son bobinage. Les mouvements du diaphragme engendrent des ondes sonores qui reproduisent approximativement les ondes reçues sur le microphone, mais amplifiées. L'invention du vibreur de LIEBER (1932) permet de substituer au récepteur ordinaire un système adapté aux malades de la transmission. C'est aussi un récepteur magnétique, mais construit pour faire vibrer l'os de la mastoïde sur lequel on l'applique.

Pour accroître le gain fourni par un tel appareil, on adjoint souvent au circuit un amplificateur fourni par le couplage d'un récepteur magnétique et d'un microphone à charbon, avec diaphragme commun. Les vibrations du diaphragme du récepteur sont immédiatement utilisées à commander le courant venant d'une deuxième pile.

Ce type d'appareil a été longtemps le seul construit en

France et c'est celui qu'utilisent la plupart de nos sourds porteurs de prothèse. Or ces appareils sont loin d'être satisfaisants. Dès que la surdité est grave, ils ne sont d'aucun secours ; et même les sourds qui peuvent être aidés, se plaignent de la mauvaise qualité de la parole, de bruits insupportables, de fatigue.

Dans son article « Evolution technique des appareils de prothèse acoustique », le Docteur R. CAUSSE donne l'explication de ces défauts. Il rappelle qu'un appareil transmetteur de phénomène vibratoire peut déformer le phénomène initial de deux manières : ou bien les différentes fréquences ne sont pas transmises également, ou bien « l'onde reproduite ne donne pas l'image exacte, « agrandie ou réduite, de l'onde incidente ». On dit, dans ce cas, qu'il y a distorsion. M. le Docteur CAUSSE ajoute : « Le microphone à charbon dont la sensibilité « est grande, présente ces deux types de distorsion : il « offre des pointes de résonance qui deviennent intolérables lorsqu'elles se trouvent dans une bande de fréquences où l'oreille a conservé sa sensibilité, il ajoute « au son qui lui parvient des fréquences qui n'y figurent « pas, il en supprime qui s'y trouvent, d'où, au mieux, « une déformation du timbre, au pis une inintelligibilité « du langage. En outre, à l'intérieur et au contact du « microphone, ou à son voisinage immédiat, des bruits « peuvent prendre naissance, plus ou moins gênants, « voire même pénibles. » Et plus loin : « l'efficacité de « cet appareil, sa sensibilité, décroît avec la fréquence, « les sons aigus sont mal transmis. »

Aux défauts dits de performance s'ajoutent des inconvénients d'usage pratique : nécessité de maintenir l'appareil dans une position bien déterminée pour éviter le lassement des granules, sensibilité à l'humidité. Et dans la majorité des cas, l'appareil est utilisé avec un vibreur maintenu par un serre-tête dont beaucoup de malades se plaignent.

Ces appareils à charbon, tout imparfaits qu'ils fussent, ont rendu des services. Mais ils sont de plus en plus abandonnés au profit d'appareils plus perfectionnés dont l'évolution a suivi non plus les progrès du téléphone, mais ceux de la radio.

CHAPITRE II

Les moyens modernes d'investigation de la surdité et les notions nouvelles qui en ont résulté

Nous avons dû déjà, dans le chapitre précédent, pour procéder à la critique de l'appareil à charbon, faire intervenir la notion physique de distorsion. Pour comprendre en quoi consiste une prothèse électronique et comment elle peut être ajustée individuellement, il est indispensable de rappeler quelques autres éléments de physique et de physiologie concernant le son et d'exposer ici les tests objectifs d'analyse de l'audition, ainsi que les connaissances nouvelles qu'ils ont apportées sur la surdité.

Pour le physicien, un son pur est une onde de mouvement sinusoïdal, engendrée par la vibration d'un corps solide. Les molécules de l'air, au contact du corps solide, reproduisent le mouvement des molécules de ce dernier. Le mouvement se transmet de proche en proche et se propage dans toutes les directions avec une vitesse constante, comme les ondes d'un étang troublé par la chute d'une pierre. Il peut être défini par trois facteurs : sa fréquence, son amplitude et sa phase.

La fréquence est le nombre de fois par seconde où la molécule en mouvement se retrouve à son point de départ, prête à aborder un nouveau cycle identique. Le ut 4, par exemple, est donné par la fréquence 512. On

dit que le ut 4 correspond à 512 cycles par seconde (512 C). La fréquence se traduit en physiologie par la notion de hauteur.

L'amplitude indique l'élongation du phénomène : la molécule s'éloigne plus ou moins de sa position d'équilibre. Plus elle s'en éloigne, plus l'amplitude du mouvement est grande. Elle se traduit en sensation, par la notion d'intensité. Quand le choc donné au diapason 512 C est fort, il n'en fournit pas moins le ut 4, mais le son est plus intense que si le choc est faible.

La phase n'intervient que quand plusieurs ondes se superposent : si deux ondes de même fréquence et de même amplitude sont ensemble à leur maximum et à leur point d'équilibre, on dit qu'elles sont en concordance de phase. Si l'une est au maximum quand l'autre est à sa position d'équilibre, leur effet se détruit ; il y a interférence. Entre ces extrêmes toutes les positions intermédiaires sont possibles. La phase ne joue pratiquement pas de rôle dans l'audition.

L'onde sonore vient heurter le conduit auditif. Chez le sujet normal elle est transmise au liquide endolabyrinthique à la fois par le tympan, les osselets et par les os du crâne. Le liquide à son tour transmet les vibrations à la membrane basilaire de la cochlée et aux cellules sensorielles. De celles-ci partent les fibres du nerf auditif qui transmet l'influx nerveux au centre auditif situé dans la région temporelle. Là se fait l'interprétation des sensations et leur transformation en perceptions par un processus que nous ignorons. Mais ce que nous connaissons bien, ce sont les conditions de fréquence et d'amplitude que doit présenter l'onde sonore pour être perçue par une oreille normale.

Une onde sonore devient audible à partir de 16 à 32 C et cesse de l'être au-delà de 18000 C. L'amplitude minima perceptible varie avec la fréquence. Nous parlerons pour plus de commodité « d'énergie », qui est proportionnelle

au carré de l'amplitude. L'énergie à fournir à 1000 C, pour que cette fréquence soit perçue par une oreille normale est d'un peu plus de 0,000.000.000.000.000.1 watt, ce qu'on écrit 10^{-16} watt (l'énergie à fournir est exactement de 10^{-16} w + 6 db, mais on prend un niveau physique de référence de 10^{-16} w un peu inférieur à ce seuil de perceptibilité). A la même fréquence, le bruit devient douloureux à 0,01 watt. Ce dernier chiffre est dix millions de dix millions de fois plus puissant que le premier. Si on mesure le son en « pression » de son au lieu de puissance, le niveau de référence pour la fréquence 1000 C est de 0,000 2 dynes / cm² et le son devient douloureux à 2000 dynes / cm². Même ainsi ces nombres, formés d'une collection de zéros, sont plus impressionnants que commodes. Aussi les acousticiens ont-ils décidé de leur substituer une unité conventionnelle, le bel. Le bel est une unité logarithmique de base 10. Le système n'a donc pas une unité fixe comme le centimètre ou le gramme, mais exprime des rapports. Un bel signifie dix fois la puissance prise comme terme de comparaison ; 2 bels 10×10 fois cette puissance, c'est-à-dire 100 fois ; 3 bels $10 \times 10 \times 10$ fois, c'est-à-dire 1000 fois cette puissance, etc... Comme le bel est encore une valeur importante, on a créé le décibel (db) ou dixième partie du bel. Quand nous disons que la fréquence 1000 C doit avoir 10 db pour être audible et que la fréquence 64 C nécessite 50 db pour être audible, nous signifions par là que, partant d'une intensité de base de 0,0002 dynes / cm² à laquelle on a fait correspondre conventionnellement 0 db, nous devons multiplier par 10 (10 db = 1 bel) ce niveau de base pour rendre le 1000 C perceptible et le multiplier par 100.000 (50 db = 5 bels, soit $10 \times 10 \times 10 \times 10 \times 10$) pour la fréquence 64 C.

La fréquence et l'intensité suffisent à caractériser un son pur. Mais la plupart des sons sont complexes : ils se

composent de plusieurs sons purs dont les ondes se superposent, chacun ayant sa fréquence et son intensité propres. A un son complexe correspond donc un spectre sonore. Dans les sons musicaux, les fréquences sont des harmoniques, c'est-à-dire qu'elles sont un multiple du son le plus bas, appelé son fondamental. Ce sont ces harmoniques qui donnent au son sa qualité. Le bruit, au contraire, est constitué par un mélange de fréquences sans relations numériques simples. Les uns, comme le sifflement d'un jet de vapeur, présentent une intensité constante sur toute la bande des fréquences, d'où le nom de « bruit blanc » que leur donnent les Américains par analogie avec la lumière blanche. Les autres ont une prédominance dans les basses ou les hautes fréquences suivant les cas. Les bruits de fond sont composés surtout de basses fréquences.

Nous comprenons mieux ce que nous avons dit à propos de l'appareil à charbon. Il va de soi qu'un appareil n'est fidèle que s'il transmet exactement les fréquences qui tombent sur son microphone et que s'il respecte les intensités relatives de chacune. Le spectre sonore ne doit pas être altéré.

La surdité au point de vue du physicien est l'incapacité de percevoir la totalité ou une partie des fréquences audibles aux intensités normales. Dans certains cas même, l'incapacité peut être absolue quelle que soit l'intensité fournie. La baisse de l'audition peut être due à la présence d'un obstacle entre l'onde sonore et l'oreille interne, on parle alors de surdité de transmission ; ou bien il s'agit d'une lésion des cellules sensorielles ou des fibres nerveuses et on parle de surdité de perception. La coexistence des deux donne lieu à une surdité mixte. Nous passons rapidement sur ces distinctions connues de tous.

Des tests simples permettaient déjà autrefois aux otologistes de faire une rapide discrimination entre ces

types et d'orienter leur diagnostic : audition de la voix chuchotée, de la voix haute, de la montre, des diapasons, etc... ; épreuves de Schwabach, de Rinné, de Weber, de Gellé, de Bing. Leurs défauts sont évidents. Ils sont sujets aux variations individuelles et, à la mesure de l'intensité, ils substituent la mesure de la durée de la perception. Ces tests sont encore précieux car faciles et rapides, mais demandent à être complétés.

Ces dernières années ont vu l'apparition de tests instrumentaux précis qui donnent à l'analyse de la surdité une valeur scientifique.

Le premier en date et le plus répandu est l'audiogramme. L'audiomètre permet de chercher l'intensité minima nécessaire pour que le sujet perçoive chacune des fréquences par voie aérienne et par voie osseuse. On porte les résultats sur un graphique ayant en ordonnées des décibels de 0 à 140 et en abscisses une autre unité logarithmique de base 2, l'octave, de ut1 (64 C) à ut 9 16834 (C). On obtient ainsi deux courbes caractéristiques de l'audition du sujet traité qu'on apprécie par rapport aux courbes des sujets normaux. On peut pousser la recherche plus loin et comparer l'audition osseuse relative à l'audition osseuse absolue, c'est-à-dire avec conduit auditif obturé, pour une épreuve de Gellé audiométrique.

De plus en plus, on adopte le mode de transcription des résultats utilisé aux U. S. A. : on note en ordonnées les pertes exprimées en db par rapport au seuil normal.

L'audiogramme de l'homme normal a montré que les basses fréquences et plus encore les hautes fréquences doivent être beaucoup plus intenses que les moyennes pour être entendues au seuil. En effet sur le diagramme de Wegel (premier système de notation indiqué plus haut), la courbe se relève à 512 C d'un côté, à 4096 C de l'autre (fig. 1).

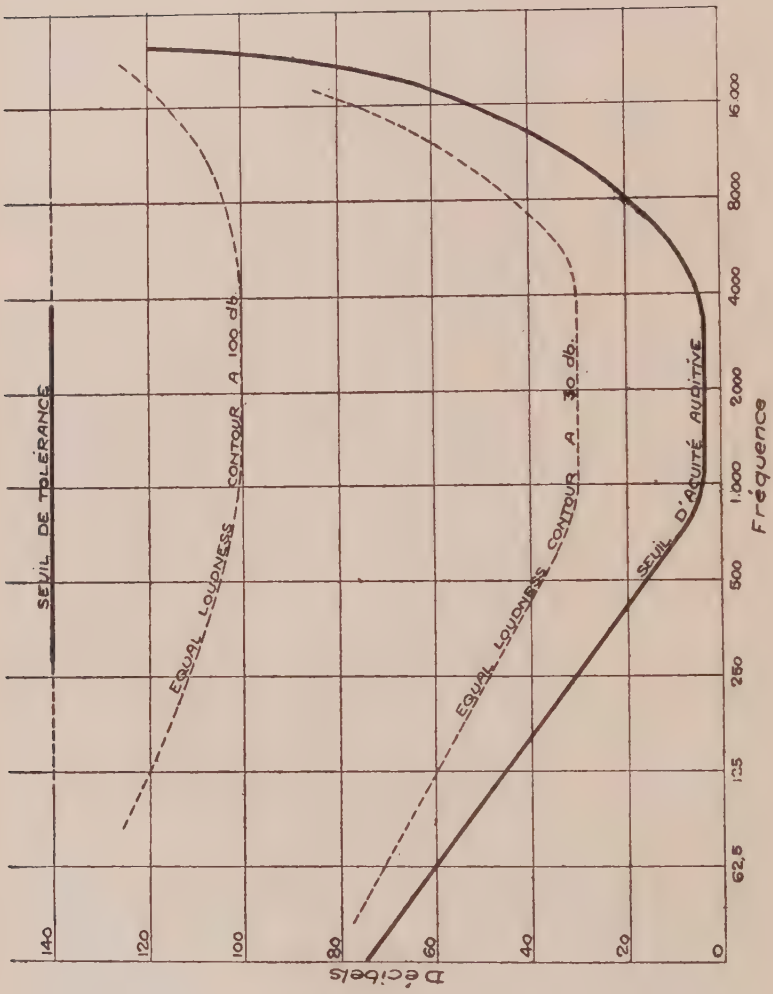


FIG. 1

L'expérience des ingénieurs téléphonistes nous a appris que fort heureusement les fréquences les plus importantes pour l'intelligibilité du langage sont celles situées entre 300 C et 4.000 C. Le contraire eût beaucoup compliqué la construction des appareils.

L'audiométrie du sourd a confirmé la distinction classique entre surdité de transmission, surdité de perception et surdité mixte. Mais elle a permis en outre la mesure en intensité de la perte d'audition et sa répartition exacte sur la bande des fréquences. Les surdités sont très variées. Les constructeurs de prothèse se sont servi de tels renseignements pour déterminer les quantités d'énergie supplémentaire à fournir aux sourds et leur répartition sur la bande des fréquences.

L'audiométrie nous a appris de plus où se situe le niveau de douleur, ou seuil de tolérance, de l'homme normal et les modifications que lui fait subir la surdité. Chez l'homme normal les seuils de tolérance pour les différentes fréquences se situent tous sensiblement sur la même horizontale aux environs de 140 db. Le son commence à devenir déplaisant vers 130 db. Or le sourd, bien qu'il élève son seuil d'acuité auditive, n'élève pas pour autant son seuil de tolérance. Dans quelques cas même, et il s'agit en général de surdités de la perception, il l'abaisse de 20 db et plus. Cette limitation de l'intensité à fournir au sourd complique le problème de son appareillage, quand il ne lui reste plus qu'une marge étroite entre le son juste audible et le son intolérable.

D'autres recherches plus délicates, car elles supposent qu'on interroge en même temps les deux oreilles, chacune avec un audiomètre particulier, ont amené à des découvertes surprenantes. On avait toujours supposé que l'oreille, même lésée, réagissait aux intensités croissantes de façon linéaire. Prenons le cas simple d'une surdité unilatérale : On pensait que s'il fallait sur le

1024 C fournir à l'oreille malade 20 db de plus qu'à l'oreille saine pour obtenir une sensation équivalente au niveau du seuil d'audition, la même différence de 20 db persistait aux niveaux plus élevés ; par exemple, une intensité de 60 db dans la bonne oreille donnerait la même sensation qu'une intensité de 80 db dans la mauvaise. Des recherches opérées par Fowler, sous le nom d' « alternate loudness balance test », révélèrent que cette hypothèse se vérifiait dans le cas de surdité de transmission, mais que dans les surdités de perception les quantités d'intensité supplémentaire à fournir à l'oreille malade pour obtenir la sensation équivalente diminuaient jusqu'à devenir nulles en un point critique à partir duquel les deux oreilles se comportaient comme deux oreilles normales. Pour parler familièrement, la mauvaise oreille rattrape la bonne et se comporte ensuite comme elle. Fowler a donné à ce phénomène le nom de « recruitment ». Si la surdité de perception est bilatérale, les intensités s'égalisent aussi à un certain niveau. Dans le cas de surdité mixte, le recruitment existe, mais la tendance à l'égalisation s'arrête en un certain point à partir duquel la différence entre les deux oreilles reste constante. Dans certains cas le recruitment peut encore se compliquer, soit que, à certains niveaux, de faibles intensités provoquent des accroissements de sensation brutaux, soit qu'au dessus du point critique la mauvaise oreille dépasse la bonne, par un mouvement de recrutement inversé. Le recrutement se traduit chez le sourd par son incapacité à entendre les fréquences lésées quand le son est faible, alors qu'il les entend aussi bien qu'un sujet normal quand le son est fort. La transition entre « ne pas entendre » et « très bien entendre » est brutale. La marge d'audition confortable est très rétrécie. C'est pourquoi certains sourds qui se plaignent de mal entendre la T. S. F., à la moindre augmentation du volume sonore s'écrient « qu'on leur casse les oreilles ». Ces malades sont spécialement difficiles à appareiller.

Les tests d' « equal-loudness-contours » ont été préconisés par certains auteurs américains, en particulier Knudsen et Watson. Ils sont basés sur des impressions subjectives d'égalité d'intensité. Il n'existe pas en français de terme unique traduisant le mot loudness. Le loudness d'un son est l'intensité subjective de ce son. Deux sons de hauteur différente peuvent avoir la même intensité physique et ne pas paraître aussi forts l'un que l'autre. Leur loudness diffère. Il faudrait en français appeler ces tests « courbes-des-niveaux-d'égale-intensité-subjective ». Par souci de brièveté nous garderons l'expression anglo-saxonne.

Pour établir ces courbes on demande au sujet de comparer deux sons de hauteur différente et d'indiquer à quel moment leurs intensités lui paraissent égales. En général on émet à une intensité constante le 1024 C qui est le son le mieux perçu. On prie le sujet de le comparer successivement aux autres fréquences audibles dont on fait varier l'intensité jusqu'à ce qu'il ait l'impression que les deux sons ont une force égale. On établit ainsi des courbes à des niveaux successifs de 10 en 10 db. Mais on a surtout tenu compte dans les expérimentations des courbes à deux niveaux du son standard, l'un bas à environ 30 db au-dessus du niveau de référence (0,0002 dynes/cm²), l'autre à environ 100 db. Ces tests sont difficiles à établir correctement car peu de sujets sont capables d'apprécier avec justesse l'égalité d'intensité de deux sons.

On trouva, comme on s'y attendait, que l'equal-loudness-contour le plus bas a une forme analogue à la courbe de seuil d'acuité auditive ; mais on découvrit, par contre, que la courbe au niveau de 100 db est presque horizontale ; quand on atteint les niveaux élevés, tous les sons de même intensité physique produisent la même intensité subjective qu'ils soient bas, moyens ou aigus. (Fig. 1). On en déduit que l'oreille ne se com-

porte pas de la même façon aux régions inférieures et aux régions supérieures de l'aire auditive.

Chez le sourd il n'est pas question du contour à 30 db puisqu'en principe le son n'est plus perçu à ce niveau. L'examen des contours à 100 db montra que dans les surdités sévères, où la courbe de seuil d'acuité auditive se trouve toujours peu au-dessous de l'equal-loudness-contour, les deux courbes se ressemblent, mais que, dans le cas de surdités moins graves, la courbe d'equal-loudness est moins irrégulière et se rapproche de la courbe horizontale de l'homme normal. Dire que la courbe d'equal-loudness est aussi plate avec les oreilles malades qu'avec les oreilles saines serait abusif, mais les déviations ne sont pas très grandes. Ces résultats parurent si gros de conséquences que Knudsen et Watson, dans un article du *Journal of the Acoustical Society of America* d'avril 1940, allèrent jusqu'à préconiser l'adaptation des appareils de prothèse à la courbe d'equal-loudness au niveau d'audition confortable (environ 100 db) et non à la courbe de seuil auditif.

Une autre catégorie de tests fut orientée par la recherche de troubles de l'audition non plus pour les sons purs, mais pour la parole. On peut chercher à établir le niveau auquel le malade comprend des mots ou des phrases : il s'agit dans ce cas d'un test de seuil, ou bien on étudie l'intelligibilité depuis le seuil d'intelligibilité jusqu'au maximum d'intelligibilité : l'on fait alors ce qu'on appelle un « test d'articulation ».

Le principe est simple. Pour un test de seuil, on fait entendre au sujet des mots ou des phrases à une intensité croissante, on note soit le niveau où le premier signal (mot ou phrase) est compris correctement, soit celui où 50 % des signaux sont compris correctement. Pour un test d'articulation, on note à chaque niveau le pourcentage des mots compris ; en portant en abscisses les intensités en décibels et en ordonnées le pour-

centage obtenu, on a une courbe d'articulation (figure 2, page 43).

Mais la réalisation est délicate. Prenons le cas où l'on se sert des mots. Pour que le test soit rigoureux, il faut que l'intensité avec laquelle le mot arrive à l'oreille du sujet soit rigoureusement contrôlée, donc que tous les mots soient émis avec la même intensité au départ. Or un mot forme un schème sonore très compliqué et en changement continu, comme on peut le vérifier en examinant son oscillogramme. On a donc décidé, pour apprécier l'intensité d'un mot, de prendre une moyenne des élongations les plus larges de l'oscillographe. Le testeur qui prononce les mots dans un microphone s'adjoint un appareil spécial, appelé contrôle de volume sonore, lui permettant d'ajuster sa parole à un niveau standard. Un opérateur entraîné arrive à répéter un mot avec une intensité ne variant pas de plus de 2 db.

L'intelligibilité d'un mot dépend aussi de sa composition phonétique et de son caractère usuel. Tenant compte de ces facteurs, les Américains ont établi des listes de différents types après de laborieuses expérimentations. Nous citerons les plus connues car nous aurons à en reparler au cours de ce travail.

Les listes P. B. (phonétiquement balancées) du Psycho-Acoustic-Laboratory de l'Université d'Harvard sont composées de cinquante mots monosyllabiques. Chaque liste présente la même difficulté moyenne, la même somme de difficultés et renferme les principaux sons de la langue anglaise dans la même proportion que le langage courant.

Début de la liste P. B. 13 :

bat
beau
change
climb
corn

curb
deaf
dog
elk
elm
few
fill, etc...

L'Auditory Test n° 9 ou spondaïcs words (mots spondaïques) comprend des listes de quarante deux mots de deux syllabes également accentuées et de sens aisé. Ce sont donc des listes plus faciles.

Début de la liste 1 :

airplane
armehair
backbone
backpipe
baseball
birthday...

Les R. lists rassemblent des mots aussi semblables que possible. Chacune est composée de cent mots, représentatifs des sons variés de la langue américaine.

Extrait de la R. list n° 1 :

barb	choke
barge	chore
barke	cod
baste	coil
bead	coon
beet	coop
beige	cop, etc...
boil	

Ces listes ont été enregistrées sur disques par des speakers entraînés ; chaque groupe de mots est plus faible que le précédent d'un nombre de db connu. Les performances des oreilles normales pour chacune des listes ont été établies. Que l'émission se fasse par disques ou par un opérateur contrôlant le volume de sa voix, on

peut avec ce matériel de test mesurer la perte d'audition pour la parole avec autant de précision que le fait l'audiomètre pour les sons purs.

Si chez un malade, pour une raison quelconque, on ne peut obtenir de pourcentages suffisants avec les listes de mots, on se sert de listes de phrases simples auxquelles le sujet doit répondre par un seul mot. Voici la traduction de quatre de ces phrases :

« Quelle est la première lettre de votre prénom ? »

« Quel jour vient après dimanche ? »

« Dans quel pays est Paris ? »

« Quel nombre est situé entre 6 et 8 ? »...

L'introduction de ces tests dans les pays de langue française a fait sentir la nécessité de listes analogues. Deux spécialistes se sont occupé de cette question : M. J.-E. Fournier, qui a établi ses listes pour les essais d'appareils électroniques et M. P. Falconnet, médecin de l'Armée de l'Air, qui s'occupe tout particulièrement des troubles d'audition des aviateurs.

M. Fournier nous a communiqué quelques-unes des listes provisoires qu'il a dressées suivant les principes des « spondaic words ». Chacune d'elles contient cinquante mots disyllabiques, par groupes de dix. L'ensemble de son matériel comprend 650 mots. Nous reproduisons la liste 1 :

tampon	jockey	clément	excès	cadran
crochet	repli	genou	champion	légion
cheveu	bambin	minuit	traité	ami
pinson	ondée	poumon	entrée	parquet
arrêt	sanglot	bouchée	gradin	beffroi
rameau	tocsin	rondin	dîner	froment
bonnet	flacon	coteau	projet	refus
tuerie	armée	cliché	bouton	achat
nation	début	carcan	verrier	congé
tranchée	mari	hoquet	station	sifflet...

Le Docteur Falconnet, qui a réalisé un travail plus vaste, a bien voulu de son côté nous mettre au courant des principes qui président à l'établissement de ses listes et de leurs caractéristiques. Le Docteur Falconnet constate que toute mesure de sensation est délicate à cause des facteurs subjectifs et de la difficulté d'établir un étalon convenable. Les listes sont destinées à mesurer une sensation : l'acuité auditive pour la voix parlée. Elles doivent donc avoir la valeur d'un étalon précis, c'est-à-dire qu'elles doivent constituer des échantillons aussi représentatifs que possible du langage clair et distinct dans son ensemble. Ceci ne peut être réalisé que si l'on connaît toutes les constantes du langage. Le Docteur Falconnet les a dénombrées et en tient compte dans l'établissement de ses listes. Les voici rapidement résumées :

1° nombre de phonèmes (sons différents) que possède la langue française. On en reconnaît classiquement 38.

2° pourcentage de chaque phonème dans le langage courant. Pour cette étude le Docteur Falconnet s'aide des statistiques de M. Chavasse, qui ont porté sur 30.000 phonèmes, groupés en textes de 2.000 phonèmes chaque.

Voici deux exemples des résultats de ces statistiques :

« r » revient avec une fréquence moyenne de 7,40 %, le maximum observé est de 8,95 %, le minimum de 5,85 % ; « gn » par contre ne revient qu'avec une fréquence moyenne de 0,25 %.

3° proportion des différentes associations de sons :

— rencontres consonantiques (groupes de deux consonnes comme dans *branche, calme, alpin, il ne savait pas*).

— rencontres de voyelles comme dans *dehors*. Elles sont rares, donc peuvent être négligées.

4° nature et fréquence des voyelles initiales et des consonnes terminales, de l'élément rythmique, appelé

encore mot phonétique et formé des mots grammaticaux se succédant sans interruption.

5° nature des syllabes (consonnes + voyelles) qui reviennent le plus souvent en français.

6° pourcentage des voyelles portant l'accent tonique.

Pour éliminer dans la mesure du possible l'influence sur les pourcentages d'intelligibilité des facteurs subjectifs tels que la culture ou la valeur intellectuelle du sujet, le Docteur Falconnet juge indispensable de n'employer que des mots très connus et disyllabiques. On voit que sa méthode s'apparente à la fois aux listes P. B. et aux « spondaics words ».

Il a constitué un groupe de listes comprenant chacune vingt-quatre mots de quatre phonèmes et qui sont donc généralement disyllabiques. Les mots employés ont été déclarés d'usage très commun par quinze personnes différentes dont douze sans instruction spéciale.

Chacune des listes comporte :

- les sons de la conversation suivant leur pourcentage moyen.
- quatre groupes de deux consonnes, tr compris, ce groupe existant avec une fréquence de 1 % dans le langage courant.
- trois voyelles initiales.
- quatre consonnes terminales dont r, t, s, plus fréquents.
- l'accent tonique sur les voyelles qui le portent le plus souvent.

Toutes ces données ont été fournies par l'analyse minutieuse du langage parlé banal (informations et théâtre moderne) et reposent sur des proportions établies d'après des textes contenant au total 20.000 phonèmes.

Liste VIII P. Falconnet :

dîner	pluie	délai
battre	jarret	immense
ventre	rendu	colon
neveu	sport	filon
rincer	douter	accueil
ortie	récit	caser
mollet	pointe	mari
gâcher	caisson	cela...

Le Groupement des Acousticiens de Langue Française, réuni le 7 déc. 1948, a créé, à l'instigation du Docteur Causse, un Comité destiné à coordonner les efforts des téléphonistes, des architectes (mesure de l'intelligibilité des salles de conférence et de spectacle) et des otologues s'intéressant à cette question. Nous pensons donc que dans un délai assez court les pays de langue française seront munis d'un matériel de tests d'intelligibilité qui ne le cèdera en rien à celui des pays de langue anglaise.

Un bon matériel de test ne suffit pas. Ces essais requièrent en outre une installation de haute qualité électro-acoustique. Le sujet doit être enfermé dans une chambre insonorisée, ou chambre sourde, particulièrement établie pour éviter des erreurs dues aux ondes stationnaires. Un système amplificateur parfaitement fidèle lui transmet la parole par l'intermédiaire d'un haut-parleur. Si le testeur prononce lui-même les mots, il doit munir son microphone, nous l'avons vu, d'un contrôle de volume sonore.

Les tests de seuil, si l'on en croit les auteurs de Hearing and Deafness, montrèrent que la perte d'audition pour la parole, mesurée en cherchant le niveau où 50 % des mots spondaïques sont compris correctement, n'est dans l'ensemble pas trop différente de la perte moyenne pour les trois fréquences 500, 1000 et 2000 C. Prenons

l'exemple d'un sourd à qui serait nécessaire une énergie de 63 db pour comprendre 50 % des mots des listes spondaïques (23 db chez l'homme normal). Il aurait une perte de 40 db. Le même sujet présenterait au test audiométrique à la fréquence 500 C par exemple, une perte de 35 db, à 1000 C une perte de 40 db et à 2000 C une perte de 45 db, soit une perte moyenne de 40 db. Les auteurs américains ne sont pas d'accord sur cette correspondance qui, si elle existait, nous permettrait d'apprécier facilement et rapidement l'incapacité d'un sourd à comprendre les mots faciles. Mais on peut se servir de ce test pour détecter une exagération, une simulation ou une surdité vraie à laquelle s'ajoute un élément psychologique inconscient, car de grands écarts entre perte pour la parole et perte pour les sons purs sont suspects.

Les courbes d'articulation fournissent des renseignements d'une valeur capitale sur l'incapacité d'un sourd à comprendre la parole. Le terme « articulation » est employé en phonétique dans une acception spéciale. Il a été introduit par les ingénieurs du téléphone qui parlent de la « bonne articulation » d'une ligne quand elle transmet correctement à celui qui écoute les mots articulés par son correspondant. Par extension les tests destinés à mesurer la qualité d'un circuit téléphonique ont été appelés « test d'articulation ».

Transportés à l'étude de l'audition ces tests sont donc destinés à mesurer la capacité à identifier les mots.

Quand l'intensité est forte, tous les mots ou presque sont compris correctement. Mais au fur et à mesure qu'elle décroît, le pourcentage de mots identifiés baisse. Des expériences répétées sur des sujets normaux ont permis de déterminer la forme de la courbe d'articulation type. Elle a en gros l'aspect d'un « s » majuscule avec une pente maxima au milieu. A sa partie supérieure elle forme un plateau. Dans de bonnes conditions

d'écoute (appareil transmetteur dépourvu de distortion), chez l'homme normal, le plateau apparaît à 100 % de mots correctement compris. L'intensité à fournir est d'environ 70 db avec les P. B. listes. On constata en outre que l'intensité à laquelle 50 % des mots de ces listes P. B. étaient identifiés (33 db chez l'homme normal), correspondait très sensiblement à celle où les phrases de la conversation ordinaire sont comprises. Il est en somme deux fois plus facile de saisir le sens d'une phrase que celui des mots des listes P. B. dépourvus de contexte. La position du 50 % sur la courbe prit donc une valeur critique. Elle nous indique quelle intensité doit avoir la parole pour rendre le sourd apte à suivre une conversation ordinaire. Le décalage de la courbe vers la droite, comme le montre la figure 2, permet d'apprécier d'un coup d'œil la sévérité de la perte auditive pour la parole.

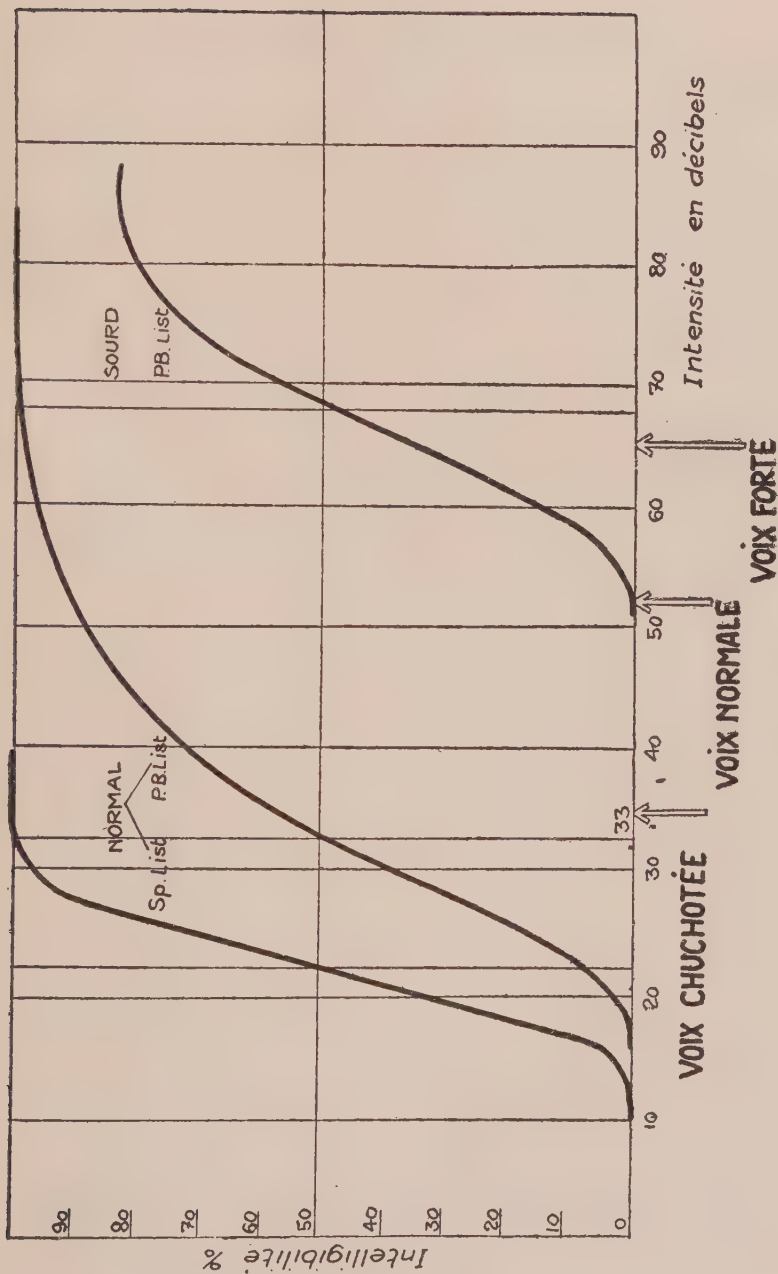


FIG. 2

Les graphiques portent souvent trois zones hachurées de sorte que les courbes s'inscrivent dans l'une ou l'autre suivant que le sujet n'entend pas :

1°) Dans des conditions difficiles, au théâtre, à l'église, en conversation de groupe ;

2°) Dans les conditions de la conversation ordinaire, tranquille ;

3°) Quand la parole est criée.

L'étude du niveau où se forme le plateau montra qu'un sujet atteint d'une perte importante des fréquences aigües ne peut jamais faire un pourcentage parfait, quelle que soit l'intensité avec laquelle lui arrivent les mots ; un certain nombre de consonnes lui échappe toujours, ce qui l'empêche d'identifier les mots difficiles. La hauteur du maximum d'articulation mesure donc l'aptitude à comprendre les mots difficiles ou « discrimination auditive ».

Dans les cas où il paraît intéressant de pousser plus loin la mesure de la discrimination auditive, on mélange aux mots un bruit de fond d'intensité constante. Souvent le maximum d'intelligibilité diminue, mais pas toujours. Là encore jouent des facteurs individuels imprévus. Les hommes diffèrent dans leur capacité à discriminer les sons autant qu'ils diffèrent de taille, d'acuité visuelle, etc... Un homme peut être sourd au point de porter un appareil en permanence et avoir une aptitude remarquable à distinguer deux sons.

De cette étude il résulte qu'il existe un grand nombre de variétés individuelles de surdité. Toutefois ce qui prédomine pour le problème de l'appareillage du sourd, c'est la distinction entre les surdités que les Américains appellent « sévères » et les autres. Une surdité sévère comporte non seulement une perte en db importante (70 db et plus) et une atteinte particulièrement marquée des fréquences aigües, mais elle se caractérise

encore par des altérations de l'audition aux niveaux supérieurs de l'aire auditive, telles que : abaissement du seuil de tolérance, irrégularité de l'equal-loudness-contour.

Il en résulte également qu'aux exigences mécaniques et économiques concernant la légèreté, la robustesse, la commodité, le coût peu élevé de la prothèse, s'ajoutent des exigences électro-acoustiques non moins impératives : il ne suffit pas de fournir au sourd une quantité d'énergie supplémentaire, variable avec sa perte d'audition, il faut en outre que, si grande soit l'amplification, les sons les plus forts restent tolérables ; il faut que l'appareil soit assez fidèle pour assurer l'intelligibilité de la parole à tous ses niveaux d'amplification et lui garder, si possible, sa qualité ; il faut que l'appareil soit suffisamment dépourvu de bruits internes.

Une haute amplification et une grande fidélité sont difficilement compatibles avec la légèreté, le petit volume, le prix modique.

Les appareils actuels du commerce représentent des compromis entre ces différentes exigences, plus ou moins satisfaites suivant la solution retenue par le constructeur.

CHAPITRE III

Les appareils électroniques actuels

L'appareil électronique procède de la même conception que l'appareil à charbon : il capte les ondes sonores, les convertit en variations de courant électrique, amplifie ces variations et les reconvertit ensuite en ondes sonores plus puissantes. Mais les phénomènes électriques utilisés pour obtenir ce résultat sont fort différents. L'amplification est obtenue grâce à des lampes de T.S.F. dont l'efficacité repose sur certaines propriétés des électrons (d'où le nom de prothèse électronique) et c'est par effet piezo-électrique que l'énergie sonore est transformée en énergie électrique.

On appelle effet piézo-électrique la propriété que possèdent quelques rares corps, quartz, sel de Seignette, d'engendrer des charges électriques sur leurs faces opposées quand ils sont comprimés. L'élément essentiel du microphone à cristal est un cristal de quartz. Les ondes sonores produisent à sa surface, par leur choc, des déformations mécaniques qui engendrent des charges électriques. La sensibilité et la finesse de ce phénomène sont très grandes, bien plus que dans les variations de résistance des granules de charbon. Aussi les charges électriques sont-elles ici rigoureusement proportionnelles à la déformation mécanique du quartz. Celles-ci sont recueil-

lies par deux armatures métalliques et transmises à la grille de la première lampe. Mais elles sont si faibles que l'effet piezo-électrique n'a pu être utilisé pour des prothèses acoustiques portables sur soi tant qu'on n'eût pas construit des amplificateurs à lampes à la fois puissants et petits.

Nous rappellerons brièvement le principe d'une lampe triode. Elle comprend trois éléments essentiels : un filament, une grille, une plaque. Dans une enceinte où le vide a été très poussé, si le filament est porté à une certaine température, il émet des charges d'électricité négative, ou électrons, qui se répandent dans toutes les directions. La plaque chargée positivement attire les électrons. Il se produit entre filament et plaque un flux d'autant plus abondant que le filament est plus chaud et la plaque plus chargée. La grille est introduite entre le filament et la plaque pour jouer sur ce courant le rôle d'une vanne. En effet, si la grille est à un potentiel nul, elle ne modifie pas la valeur du flux d'électrons arrivant sur la plaque ; l'intensité du courant reste constante. Si la grille est chargée positivement, elle augmente l'influence de la plaque, l'intensité du courant augmente. Si elle est chargée négativement, elle s'oppose au passage d'un certain nombre d'électrons, l'intensité du courant diminue. En résumé, les variations du potentiel de grille agissent sur le courant filament-plaque comme une vanne qui s'ouvre plus ou moins.

Ces variations du courant plaque en fonction du potentiel de grille sont représentées sur la figure 3.

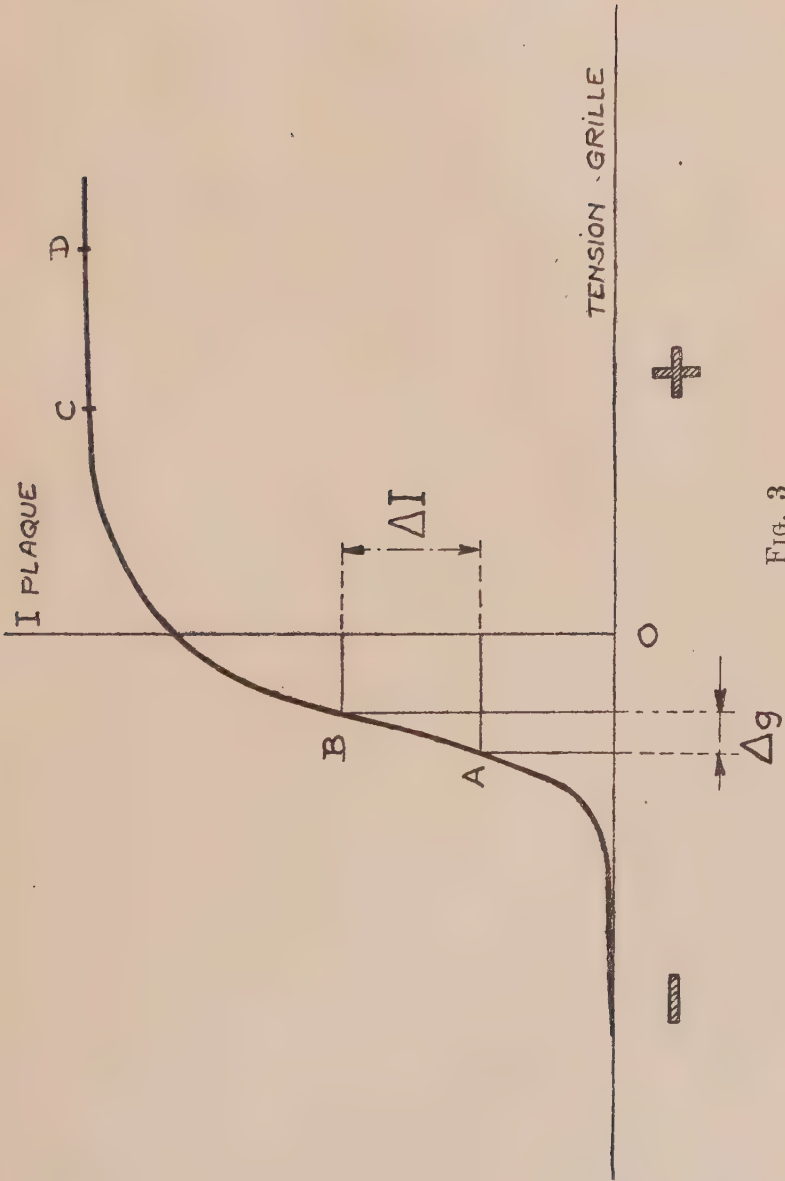


Fig. 3

On voit sur cette figure que dans une région suffisamment abrupte de la courbe, telle que A B, une très petite variation de la polarisation de la grille ΔG , peut entraîner une grande variation du courant plaque ΔI . Plus la pente entre A B sera grande, plus grande sera l'amplification des variations de tension de la grille, et si le tronçon de courbe A B est rectiligne, les variations d'intensité du courant filament-plaque sont proportionnelles aux variations de tension de la grille. On a une amplification linéaire. Sinon on obtient une distorsion d'amplitude.

Le courant nécessaire pour chauffer le filament est fourni par une batterie de petit voltage (1 V 5 en général) ou batterie A. La plaque est polarisée par une batterie de 22 à 45 V ou batterie B. La grille est soumise aux variations de tension modulées par les ondes sonores tombant sur le microphone. Elle a été préalablement polarisée à une valeur convenable V, autour de laquelle elle subit ses fluctuations. Bien entendu les lampes actuellement employées sont beaucoup plus complexes, mais toutefois dérivent de ces principes élémentaires.

Dans les prothèses qui nous occupent, une lampe ne suffit pas. Il y en a généralement trois, certains modèles en comportent quatre ou cinq. Chaque lampe, suivant sa caractéristique et le voltage de la batterie B, amplifie les variations du courant dans un rapport bien défini. La tension de sortie d'un microphone à cristal est si faible que la première lampe suffit tout juste à compenser la perte produite dans le microphone : on l'appelle préamplificateur. La dernière lampe, de même type que les autres, quoique un peu différente, est dite de puissance. A la sortie d'une lampe, les variations de courant traversent une résistance et engendrent à ses extrémités des variations de potentiel correspondantes qui reproduisent instantanément et en phase les variations originelles du microphone, mais amplifiées. Elles sont, à leur tour,

appliquées à la grille de la lampe suivante, à travers un condensateur dont le rôle est d'isoler cette grille de la charge positive venant du voltage constant de la batterie B (V. le schéma du circuit p. 54). Si cet isolement n'était pas réalisé, la grille de la deuxième lampe aurait une charge positive telle qu'elle ne jouerait plus son rôle de vanne. Nous serions entre deux points C D du plateau de la courbe de la figure 3. Chaque lampe, avec sa résistance et son condensateur, constitue un étage d'amplification. Le courant ainsi amplifié d'étage en étage arrive enfin au récepteur.

Pour supprimer l'amplification, il suffit d'interrompre par un commutateur la liaison avec la batterie A. Si les filaments sont froids, les électrons ne sont plus émis, aucun courant ne passe plus. C'est le système généralement adopté pour interrompre la marche de l'appareil.

Le troisième élément important de l'appareil est le récepteur. On utilise à l'heure actuelle le vibreur de Lieber pour la conduction osseuse et trois types de récepteurs aériens. Le récepteur à cristal tend à prendre une place prépondérante. Il ressemble au microphone. La tension électrique venant du circuit de sortie de l'amplificateur est appliquée aux faces opposées d'un cristal de sel de Seignette, qui se déforme proportionnellement à cette tension et recrée les ondes sonores. On se sert encore beaucoup des récepteurs électro-magnétiques, semblables à ceux de l'appareil à charbon, mais beaucoup plus petits et plus légers. Un type plus récent, le récepteur électro-dynamique, n'a été utilisé que dans des appareils de haute qualité, très coûteux. Il semble appelé à un grand avenir. Le courant électrique variable venant de l'amplificateur passe à travers un enroulement léger de fil fin solidement fixé au centre d'un diaphragme. Les spires de l'enroulement se trouvent dans le champ magnétique d'un aimant permanent. L'enroulement se déplace dans le champ magnétique, entraînant son dia-

phragme au rythme des variations du courant qui le traverse.

Un transformateur du courant de sortie est nécessaire pour accorder les impédances du récepteur et du circuit de l'amplificateur, comme toujours dans les transmissions électriques.

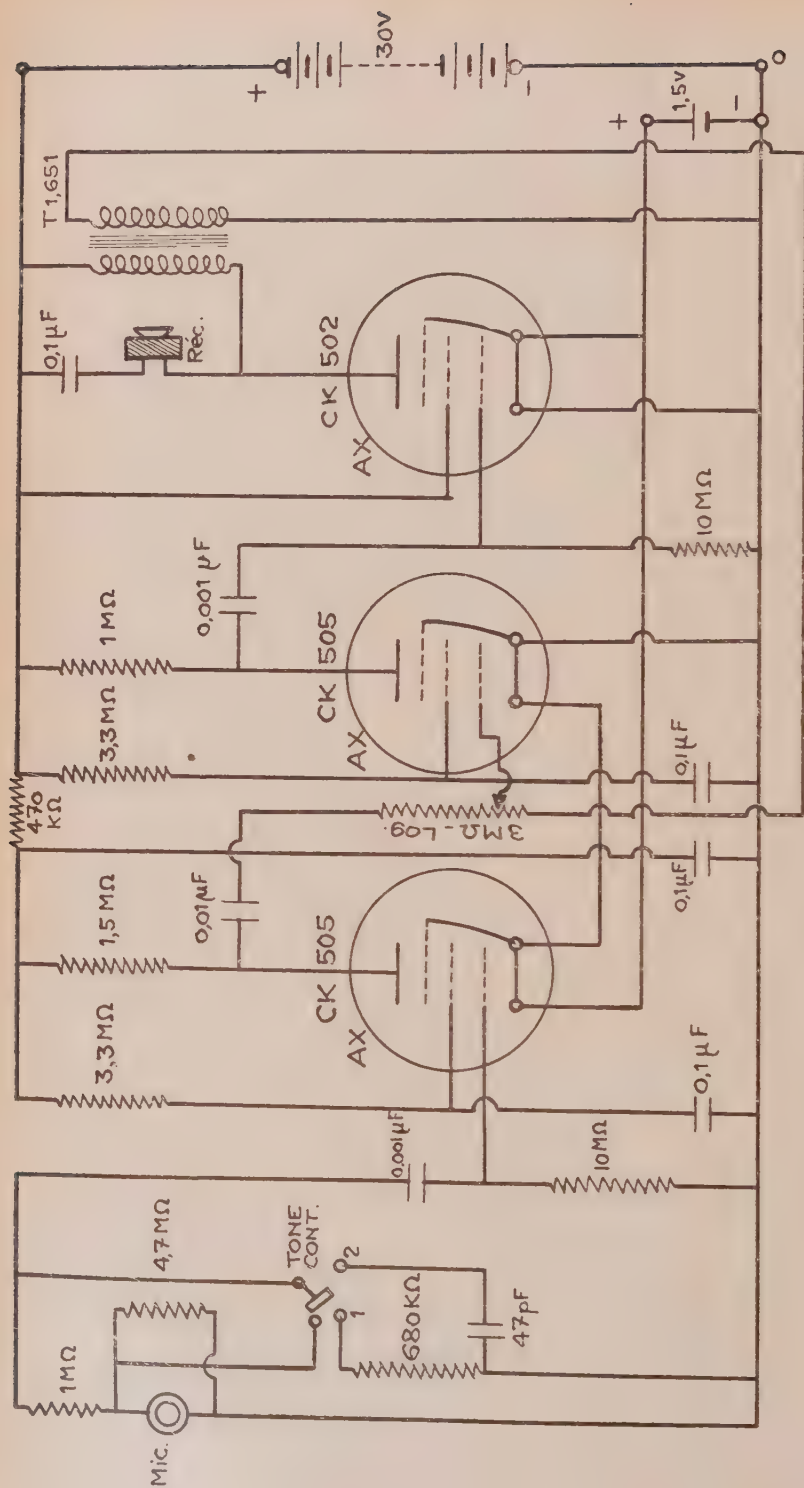
La construction d'un bon récepteur de petite taille représente un des problèmes d'électro-acoustique les plus difficiles. Ces récepteurs doivent, en effet, transformer efficacement l'énergie électrique en sons, c'est-à-dire qu'ils doivent transmettre toutes les fréquences et en même temps éviter des résonances mécaniques qui favoriseraient trop certaines fréquences. Dans la vie journalière, nous avons des exemples des effets de la résonance. Un objet métallique posé sur un piano entre en vibration pour certaines notes et produit un bruit désagréable qui se superpose au son pur de l'instrument. Les récepteurs électro-magnétiques, moins chers et moins fragiles que les récepteurs à cristal, quoique de plus en plus perfectionnés, ne réalisent pas encore une transmission exempte de résonance.

Le schéma d'une prothèse électronique comprend nécessairement bien d'autres éléments. L'un destiné à régler l'amplification, le contrôle de volume, est souvent un potentiomètre intercalé sur le circuit ; il permet de prélever la totalité ou une partie seulement de l'énergie pour l'amplifier. D'autres servent à favoriser ou à supprimer certaines fréquences. En effet les ingénieurs, frappés par la variété des audiogrammes, pensèrent que tous les sourds n'avaient pas les mêmes besoins le long de la bande des fréquences. Ils essayèrent donc de réaliser des courbes de réponse variées, les unes favorisant les basses fréquences, les autres les moyennes ou les aigües, de manière à adapter la réponse de l'appareil à l'audiogramme du malade. Nous verrons par la suite dans quelle mesure les constructeurs ont réalisé cette

« amplification sélective » et ce qu'il faut penser de son efficacité. Pour l'obtenir on se sert en général d'ensembles self-capacité qui fonctionnent comme filtres passe-haut, passe-bas ou passe-bande. La plupart des modèles ont un contrôle de tonalité qui, en introduisant dans le circuit des filtres différents, permet de modifier la courbe de réponse d'un même appareil. On peut aussi, par un procédé inverse, enrichir l'amplification de certaines fréquences par un montage à contre-réaction.

Tels sont les éléments de base d'un circuit électrique de prothèse électronique.

On trouvera figure 4 un exemple de montage constituant le prototype anglais dont il est question à la fin du chapitre IV.



TONE CONTROL: 1 COURBE CROISSANTE
2 COURBE UNIFORME

La réalisation a donné lieu à une grande variété dans le détail, aussi bien dans les performances électro-acoustiques que dans la présentation.

Un appareil électronique se compose le plus souvent de trois éléments réunis par des fils : un boîtier qui renferme le microphone et l'amplification, un récepteur et des batteries. On tend actuellement à introduire les batteries dans le boîtier ; ce sont les modèles dits « tout-en-un ».

L'ouverture d'un boîtier suscite l'émerveillement du profane devant la multiplicité des éléments qu'il contient, leur petitesse, la délicatesse de leurs connexions. La plus grande place est occupée par le microphone et les lampes.

La construction du microphone est délicate. Sa fidélité dépend de la qualité, de la dimension et de la forme du cristal. C'est en général une lame plate, rectangulaire, maintenue à trois de ses coins. Le quatrième supporte, par une tige rigide, un diaphragme léger en forme de cône sur lequel tombent les sons. Les ondes sonores font vibrer le diaphragme qui déforme le cristal. Il est monté derrière une grille protectrice.

Les lampes utilisées actuellement portent les noms évocateurs de lampes miniatures et subminiatures. Les lampes miniatures ont 19 millimètres de diamètre et une hauteur variant de 65 à 45 millimètres. Les subminiatures sont des tubes aplatis de 31 à 38 millimètres de haut, pesant 3, 2 grammes. Les fils sont scellés dans le verre qui forme la base du tube et sont soudés directement aux connexions.

Le filament tendu dans l'axe de la lampe, est un fil si fin qu'un million de filaments pèse au maximum 4 grammes. Il est entouré de trois enroulements concentriques de fils constituant les grilles n° 1, n° 2, n° 3. La grille n° 1 joue le rôle que nous avons indiqué. Les au-

tres sont des perfectionnements courants dans la pratique radio-électrique pour accroître la stabilité et l'efficacité de l'action de la lampe. L'ensemble filament-grille est entouré d'une feuille de métal aplatie formant la plaque. La tension de chauffage de ces tubes est de 1,25 V, avec un débit de 30 à 50 milliampères, la tension plaque est de 22,5 V avec un débit 0,2 à 0,4 milliampères.

Ces tubes exigent un mode de fixation élastique tout à fait spécial si l'on veut éviter « l'effet microphonique ». Toute vibration mécanique parasite (chocs sur le boîtier de l'appareil, frottement des vêtements) qui serait transmise aux éléments des lampes par les fils soudés ou par l'intermédiaire du tube, y causerait des perturbations électriques synchrones qui seraient amplifiées au même titre que les vibrations issues du microphone.

Les autres éléments du circuit électrique contenus dans le boîtier n'ont d'autre particularité que leur extrême petitesse. Signalons toutefois l'apparition récente de panneaux isolants métallisés qui permettent de supprimer la majeure partie du câblage intérieur et d'un certain nombre de résistances et condensateurs, ce qui a pour effet d'alléger l'appareil, de simplifier son montage, donc d'en réduire le prix.

Le potentiomètre et le contrôle de tonalité sont en général commandés par deux manettes situées au sommet du boîtier. Souvent c'est le bouton du potentiomètre qui sert également à la mise en marche. Le contrôle de tonalité comporte trois positions auxquelles correspondent des courbes de réponse en fréquences différentes. Des appareils plus complexes portent à côté du potentiomètre une petite manette appelée clé bi-focale et sur le dos du boîtier deux autres manettes : une clé des tonalités de base et une clé des tonalités secondaires. La première peut prendre deux positions A et B. A atténue en principe les hautes fréquences, B fournit une

large bande de fréquences. La deuxième a six positions possibles, destinées à régler dans le détail la forme générale donnée par A ou B à la courbe de réponse. En passant de la position 6 à la position 3, les fréquences basses sont progressivement atténuées. Les positions 2 et 1 doivent diminuer l'amplification du médium. Ces deux clés permettent donc douze combinaisons. La clé bifocale vise à atténuer les bruits de fond par une diminution sélective de la puissance de l'appareil sur les fréquences graves.

D'autres appareils remplacent les manettes par un système de vis, logé dans le dos du boîtier.

Au moment de l'achat l'acousticien détermine le dispositif qui convient le mieux à son client et le fixe une fois pour toutes soit par manipulation des clés soit par vissage.

Certains constructeurs suppriment le contrôle de tonalité ajustable et offrent en revanche plusieurs modèles avec des courbes de réponse différentes.

Presque toutes les marques prévoient pour le même appareil plusieurs récepteurs, par exemple deux vibreurs et deux récepteurs aériens, parmi lesquels l'acousticien choisit le mieux adapté. Ces récepteurs sont souvent construits de manière à modifier différemment la courbe de réponse et superposent leur effet à celui du contrôle de tonalité ; ou bien ils permettent le choix entre le type à cristal et le type électro-magnétique. Parfois il s'agit de variation de taille : le plus grand donne un gain supérieur, mais est plus visible. Pour fixer les idées nous donnons les dimensions d'un récepteur moyen :

diamètre : 2 cm. 2 ;
épaisseur : 1 cm. 5 ;
poids : 17 grammes.

Un important accessoire du récepteur à voie aérienne

est la pièce d'oreille individuelle ou embout auriculaire. C'est un moulage du conduit auditif, parfaitement ajusté, dans lequel se fixe le récepteur comme un bouton-pression. L'acousticien prend une empreinte du conduit soit avec du plâtre, soit de préférence avec une composition spéciale dont le démoulage est plus facile. La pièce définitive est en une matière plastique transparente très légère et bien tolérée par l'épiderme (en l'espèce un dérivé de l'acrylique). Le parfait ajustage de cet embout est de la plus haute importance. Il assure non seulement le confort du malade, mais aussi le bon rendement de la prothèse en s'opposant aux fuites, donc aux pertes d'énergie, en limitant l'effet de Larsen et en créant au fond du conduit une chambre de résonance.

L'effet de Larsen est un phénomène de rétro-action acoustique ; quand les sons à la sortie du récepteur deviennent assez puissants, s'il y a des fuites, ils peuvent atteindre le microphone qui n'est jamais bien éloigné. Ces sons sont donc de nouveau amplifiés, émis par le récepteur, captés une troisième fois par le microphone et ainsi de suite. L'effet de Larsen se traduit par un sifflement de plus en plus intense fort déplaisant et qui masque les sons que le porteur d'appareil désire entendre. Même avec un embout bien adapté, si le sourd est obligé d'utiliser un haut niveau d'amplification, une certaine quantité de sons s'échappe inévitablement par le dos du récepteur et crée un certain degré d'effet Larsen. Dans ce cas le sujet a intérêt à porter son microphone loin de son oreille ; et si l'appareil a une puissance de sortie élevée et une grande sensibilité, il sera préférable de sacrifier un peu de l'amplification.

L'embout auriculaire ne va pas jusqu'au tympan. On s'arrange au contraire pour laisser un espace entre son extrémité et le tympan. Ainsi les ondes sonores, après avoir traversé le canal formé par la saillie du récepteur et la cavité de l'embout, arrivent dans un espace rempli

d'air qui constitue, s'il n'y a pas de fuites, une chambre de résonance sans fréquences privilégiées. L'amplification supplémentaire ainsi obtenue pourrait être, selon certains auteurs américains (F. A. Resnick et Bertram F. Apter), de 20 db.

Pour rendre la prothèse encore moins apparente, on a imaginé un système permettant de cacher le récepteur dans les vêtements. Un moulage rose, pratiquement invisible, est adapté dans le conduit et les replis de la conque ; un tuyau souple et fin en matière plastique translucide passe derrière le pavillon et le long du cou jusqu'au récepteur. Il est fort probable que ce dispositif diminue le gain acoustique et nous ne pensons pas que le frottement des vêtements sur le récepteur et le tuyau soit négligeable. Il est cependant intéressant pour une personne peu sourde qui désire vivement cacher son infirmité.

Les batteries sont peut-être l'élément de la prothèse moderne qui a le moins progressé. Le problème de la réduction de leur poids et de leur taille n'a pas encore reçu une solution satisfaisante. Dans les postes de T. S. F., où l'on obtient des amplifications puissantes, les tensions de plaque s'élèvent à 350 V et plus. On ne peut avoir facilement une prothèse puissante et un faible voltage de batterie B. Comme on n'a pas pu construire encore de batterie dont la tension, la capacité et la durée ne soient pas proportionnelles au nombre et au poids des éléments, à un grand gain acoustique et à une longue durée de pile correspondra une batterie lourde et volumineuse. Les compromis adoptés font une moyenne.

On utilise le plus souvent des piles à cellules sèches avec électrodes de charbon et de zinc. La batterie A, nous l'avons vu, fait de 1 V 25 à 1 V 5. Elle est cylindrique. La batterie B, plus grosse et rectangulaire, a un voltage qui varie de 22 V à 67 V. Pour une tension

moyenne de 45 V l'ensemble des deux batteries mesure environ, quand il s'agit de marques américaines :

1,8 cm. $\times$ 6,6 cm. $\times$ 2,4 cm., et pèse 300 grammes.

La durée moyenne est de 85 heures pour la batterie A (alimentation, gros débit) et de 600 heures pour la batterie B (polarisation, faible débit). La pile A doit être rejetée quand elle atteint 0,9 V, la pile B quand elle ne donne plus que la moitié de sa valeur initiale.

Les piles françaises sont actuellement plus grosses, plus lourdes et leur rendement est moins bon. Mais on peut trouver en France des accumulateurs de très longue durée, dont le prix de revient est très inférieur à celui des piles.

Pendant la dernière guerre on a développé la fabrication d'une pile dite « à mercure », qui utilise des composés du mercure dans son électrolyte. Elle fournit une énergie plus grande à dimensions données ; sa stabilité vis-à-vis des agents atmosphériques est meilleure. Elle a cependant, par rapport à la cellule en zinc, deux inconvénients : quand elle est près de l'épuisement la chute du voltage est beaucoup plus rapide, d'où l'obligation de vérifier sa batterie plus soigneusement si l'on veut éviter la panne inattendue. Deuxièmement son prix de revient pour le moment est plus élevé. Cette pile s'est répandue surtout depuis qu'on s'est mis à introduire les batteries dans le boîtier. Le plus petit modèle mesure 15 mm. sur 25 mm. La réduction des piles pour « tout-en-un » s'est faite aux dépens de la tension et de la durée. Elle n'est acceptable que par des gens peu sourds s'ils sont appareillés par voie aérienne. Certaines firmes prévoient un modèle unique fonctionnant au choix avec piles séparées ou avec piles dans le boîtier.

Il n'est pas jusqu'aux châssis et aux fils qui ne donnent lieu aux soins les plus attentifs. On a déjà réalisé des matériaux légers et robustes à la fois, insensibles à

l'humidité et aux variations de température. On améliore constamment l'apparence esthétique des divers éléments. Les boîtiers les plus adéquats sont en poudres métalliques moulées sous pression. Les surfaces lisses, les angles arrondis, la forme générale rectangulaire, avec une incurvation légère ont été adoptés pour réduire le frottement des vêtements. Certains des rapports du J. A. M. A., dont nous parlerons plus loin, indiquent que, sur la demande du fabricant, l'appareil examiné a été jeté à trois reprises sur un sol couvert de caoutchouc dur sans dommage.

Les fils reliant récepteur et piles au boîtier doivent être protégés de la transpiration et résister aux tiraillements. De plus en plus ils sont gainés de plastique souple plus satisfaisant que les traditionnels caoutchouc et guipage de tissu. Les fiches, les prises sont standardisées et les modèles soignés évitent la confusion entre les connexions du récepteur et celles des batteries.

Grâce à des améliorations constantes on arrive à réduire de plus en plus le poids et l'encombrement de ces prothèses. Une personne qui peut se contenter de « tout-en-un » trouve des appareils pesant au total de 172 grammes à 245 grammes. Voici trois exemples pris parmi des appareils que nous avons examinés.

N° 1, américain : 2,2 cm. $\times$ 6 $\times$ 13,3	193 g.
N° 2, américain : 2,1 cm. $\times$ 6,2 $\times$ 10,9	172 g.
N° 3 danois	180 g.

Les appareils avec piles séparées pèsent en gros de 350 à 500 grammes. Les dimensions varient davantage.

N° 4, boîtier seul = 2,5 cm. $\times$ 6,4 $\times$ 8,2	119 g.
petites batteries 7,4 cm. $\times$ 7 $\times$ 1,6	99 g.
grandes batteries 8,4 cm. $\times$ 7 $\times$ 6,4	230 g.
poids total avec grandes batteries	350 g.

N° 5, fait tout-en-un ou à piles séparées

boîtier = $6,6 \times 10,2 \times 3,1$

batteries séparées $6,6 \times 12,2 \times 3,1$ 235 g.

boîtier et batteries en tout-en-un 245 g.

En France jusqu'à ce jour (décembre 1948) nous ne fabriquons pas d'appareils électroniques. Ceux que nous avons viennent surtout des U. S. A. Le prix d'achat de ces appareils est très élevé et leur entretien non moins onéreux (coût élevé des piles). Les assurances sociales ne remboursent qu'une faible partie du prix d'achat et ne prévoient pas d'aide pour le renouvellement des piles. Nous sommes donc là en présence d'un problème social sur lequel tôt ou tard les organismes officiels devront se pencher, comme l'ont déjà fait des pays voisins. L'Angleterre par exemple fournit gratuitement à tous les sourds membres du « Health service », c'est-à-dire tous les citoyens anglais qui travaillent, une prothèse électronique et les piles nécessaires à son entretien.

Les marques américaines sont très nombreuses et s'accompagnent de notices toutes plus engageantes et plus prometteuses les unes que les autres. Mais nous avons un moyen sûr d'avoir des renseignements exacts sur les modèles les plus répandus dans ce pays. Il existe aux U. S. A. des organismes chargés d'examiner, de rejeter ou d'approuver les produits nouveaux de tous ordres si leur fabricant désire les lancer sur le marché avec cette garantie officielle. En 1945 a été créé un Comité chargé d'examiner les appareils existants et ceux à venir qui lui seraient présentés. Le « Journal of the american medical association » (J. A. M. A.) du 3 mars 1945 a publié les conditions à remplir pour qu'un appareil soit accepté par le Comité. Cet examen est destiné à éliminer les appareils nettement inférieurs et à contrôler les dires du fabricant. Les modèles acceptés seront tous bien construits, exempts d'excèsif bruit interne et capables

de fournir un facteur d'amplification utile d'au moins 30 db, sur une bande de fréquences minima de 300 C à 3.000 C. Chaque appareil soumis à l'expertise est accompagné d'une notice indiquant ses caractéristiques. Elles sont vérifiées par le « Physical council of the medical association » qui publie après chaque examen un rapport dans le J. A. M. A.

L'étude de ces rapports et d'une publication anglaise, « Special report of medical research council n° 261 », dans lequel un Comité d'experts donne les principales performances des meilleurs modèles existant en 1946, permet de nous faire une idée suffisamment précise des caractéristiques acoustiques des appareils actuels du commerce.

Les caractéristiques essentielles à connaître sont, comme nous l'avons vu, celles qui permettent de répondre aux questions suivantes :

- 1°) l'appareil transmet-il bien toutes les fréquences ?
- 2°) l'amplification est-elle la même pour toutes les fréquences ?
- 3°) l'amplification reste-t-elle linéaire, c'est-à-dire le rapport d'amplification est-il constant quel que soit le niveau d'entrée ?
- 4°) l'appareil est-il assez puissant ?
- 5°) sa puissance de sortie n'est-elle pas trop élevée ?
- 6°) est-il exempt de distorsion d'harmoniques ?
- 7°) est-il dépourvu de bruits internes ?

La réponse aux trois premières questions se déduit de la mesure du gain acoustique pour chaque fréquence à différents niveaux d'entrée. Si on porte en abscisses les fréquences, en ordonnées les gains acoustiques, on obtient une courbe absolument caractéristique du fonctionnement de l'appareil, la courbe de réponse fréq/amplification (ce qui se lit : fréquences en fonction de l'amplification). Ces mesures nécessitent une installation particulière. On opère dans une chambre sourde

munie d'un haut-parleur qui transmet le son de manière qu'un niveau de pression constant soit appliqué sur le microphone de l'appareil. Celui-ci est placé au centre d'un baffle de 40 cm. sur 15 cm. pour tenir lieu de l'effet d'obstruction de la tête du porteur de la prothèse. Le récepteur est scellé dans une oreille artificielle : c'est une chambre de 2 cm³, avec une résistance acoustique de même impédance que l'oreille humaine. La pression dans la chambre est mesurée avec un microphone à quartz amplificateur étalonné. Le rapport entre la pression mesurée à la surface du microphone de la prothèse et la pression mesurée dans l'oreille artificielle donne le gain de l'appareil, après certaines corrections. L'étude des gains acoustiques à chaque fréquence se fait d'abord avec un niveau d'entrée de 50 db. Le contrôle de tonalité est mis dans la position qui donne la bande de fréquences la plus large. Puis on répète les mesures avec des positions variées du contrôle de tonalité. On obtient ainsi les différentes courbes de réponse de l'appareil pour un niveau d'entrée moyen et une amplification moyenne (le potentiomètre est au 1/3 ou au 3/4 de sa course).

On essaie ensuite l'appareil dans des conditions plus difficiles, sur trois fréquences 600, 1024, 2048, avec un niveau d'entrée de 65 db et l'amplification maxima.

Que nous examinions les courbes établies par le Docteur Caussé avec les chiffres des rapports du Physical Council, ou celles publiées par les Anglais dans leur rapport, nous constatons qu'elles présentent toutes une ligne générale commune : au-dessous de 500 C et au-dessus de 2.500 C l'amplification tombe suivant une pente plus ou moins raide suivant les modèles ; deuxièmement, une bande d'un octave ou d'un octave et demi de large commençant autour de 1.000 C est amplifiée plus efficacement que l'octave juste en dessous. Le maximum d'amplification siège autour de 2.000 C (figure 5).

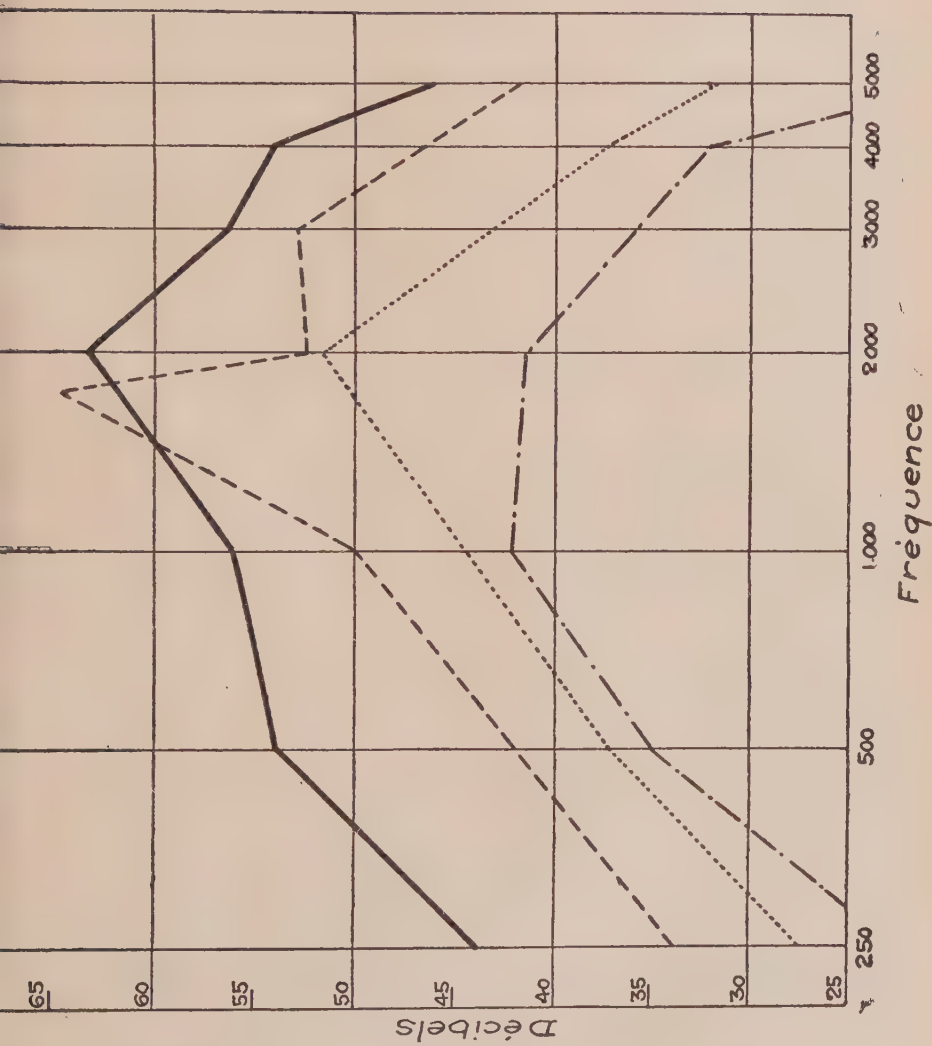


Fig. 5

A partir de cette ligne générale commune les variations sont innombrables. Certains appareils transmettent une large bande de fréquences de 250 C à 5.000 C, d'autres ne dépassent pas 3.000 C en haut, 500 C en bas. Mais surtout le profil des courbes est très accidenté sans que les pics et les vallées paraissent avoir été recherchés systématiquement. Les appareils ont donc sur ceux à charbon la grosse supériorité de transmettre les fréquences aigües, mais ils introduisent encore un taux de distorsion de fréquences important, sans qu'on puisse saisir l'intérêt pratique de ces inégalités.

Du moins pourrions-nous espérer que le contrôle de tonalité, destiné à créer une adaptation à un sourd donné, apporterait des modifications substantielles à la courbe principale. Il n'en est rien. Si nous examinons les différentes courbes de réponse d'appareils aussi prometteurs que ceux à clé bi-focale et à multiples combinaisons, nous nous apercevons que les modifications ne varient guère et se réduisent presque toutes à un affaiblissement des basses fréquences suivant une pente plus ou moins abrupte.

Nous emprunterons notre conclusion à l'article du Docteur Caussé : *Notions théoriques et pratiques sur les appareils amplificateurs pour sourds* : « ...Aucune
« d'elles (de ces courbes) n'est horizontale. Le maxi-
« mum d'amplification se situe assez exactement sur la
« fréquence 2.000, de part et d'autre de laquelle le gain
« amplificateur décroît de façon plus ou moins rapide.
« Cette forme de courbe est loin de celle qui acoustique-
« ment est la meilleure, la courbe horizontale. D'un
« autre côté rien n'autorise à penser qu'une réponse
« optima sur les environs de la fréquence 2.000 soit sou-
« haitable pour une bonne intelligibilité du langage.
« Dans plusieurs cas d'ailleurs il est facile de voir que
« c'est un véritable accident que présente la courbe,
« puisque, pour un certain appareil, entre la fréquence

« 2.000 et la fréquence 3.000 le gain amplificateur varie « de 30 db ».

Dans le problème qui nous intéresse plus spécialement, celui du choix de l'appareil pour un sourd donné, il est bien évident que la forme de la courbe de réponse ne sera pas indifférente. Mais il apparait déjà bien difficile, à cause des irrégularités qu'elles présentent, d'établir un choix par simple comparaison entre ces courbes et l'audiogramme.

Les différences dans le pouvoir amplificateur total des appareils sont plus faciles à apprécier. Les moins puissants fournissent un gain total de 30 à 40 db, les plus puissants de 80 db et plus.

Le maximum de sortie est limité habituellement par la capacité des lampes et le voltage de la batterie B.

Il est important de connaître le maximum de sortie des appareils pour un malade ayant un seuil de tolérance anormalement bas ou pour celui dont la perte auditive nécessite des gains très élevés. Il ne faut pas confondre ce maximum de sortie avec l'amplification. L'examen de la figure 6 permet de saisir leur rapport. On a porté en abscisses les énergies d'entrée et en ordonnées les énergies de sortie. La courbe en trait plein AB (position du potentiomètre à 40 db) montre qu'il y a proportionnalité entre les deux énergies jusqu'à un niveau d'entrée de 80 db (120 db à la sortie), mais qu'après cette valeur l'énergie de sortie ne varie plus, et la partie B C de la courbe est horizontale. Quand le potentiomètre est placé sur des valeurs plus élevées (50-60 db), l'allure de la courbe est la même et le maximum de sortie garde la valeur constante de 120 db, mais il est atteint plus rapidement: (A'B', A''B'').

Cette limitation, si elle s'exerce sur trop de pics sonores, produit une distorsion qui altère l'intelligibilité de la parole. Chez un sujet à seuil de tolérance élevé on n'a donc pas intérêt à choisir une prothèse à maximum

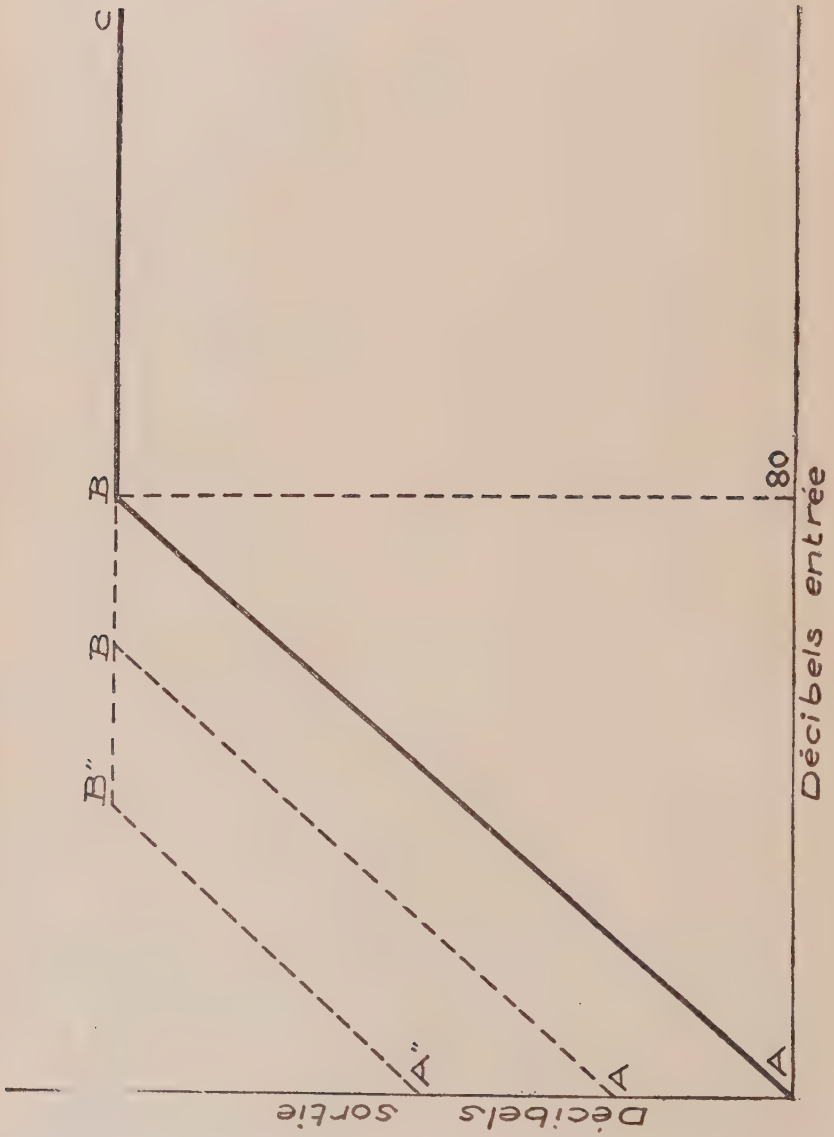


FIG. 6.

de sortie bas. Actuellement les niveaux de sortie des appareils varient de 95 à 130 db.

Tous les appareils du commerce présentent à un degré varié de la distorsion d'harmoniques et du bruit interne qui, l'une et l'autre, augmentent aux niveaux élevés d'amplification, au point de nuire souvent à l'intelligibilité. L'acousticien ne devra jamais oublier de faire l'essai des différents modèles aux fortes puissances.

D'après ce chapitre il apparait que si les prothèses électroniques actuellement réalisées présentent des ressemblances fondamentales, elles ont aussi des différences innombrables. On obtient au total des combinaisons de caractéristiques électro-acoustiques très variées. Elles sont toutes mesurables, mais nous ne connaissons pas avec précision leur répercussion sur l'intelligibilité et la qualité de la parole. L'insuffisance de l'appareil peut être due par exemple à une courbe de réponse très irrégulière, à une distorsion d'harmoniques, à des effets de rétro-action acoustique ou à des bruits électriques internes.

La variété des appareils s'ajoute donc à la variété des défauts individuels d'audition pour compliquer le problème de l'appareillage.

f

CHAPITRE IV

L'appareillage des sourds

Si les cas de contre-indication de l'appareillage dans l'hypoacousie sont rares, il n'en est pas moins déraisonnable, voire dangereux, pour le sujet dont l'audition baisse, de se précipiter chez l'acousticien sans examen préalable de l'otologiste. Même les sourds chroniques qui ont essayé maints traitements sans résultats ne devraient pas acheter une prothèse sans s'être fait conseiller par leur médecin spécialisé. C'est toujours l'otologiste qui doit décider si le malade est appareillable et dans quelles conditions.

Il y a des cas où la contre-indication est évidente. Il est inutile d'appareiller une surdité unilatérale. Le malade entend suffisamment avec son oreille saine. S'il se plaint de mal localiser les bruits c'est qu'il n'a pas encore appris à compenser son défaut d'audition par le développement d'autres sens comme la vue et le toucher.

Il faut s'abstenir d'appareiller toutes les surdités dues à une cause temporaire qui sera éliminée par un traitement médical ou chirurgical, telles que otites aiguës, otites catarrhales récentes. Dans le cas de lésions graves réclamant un traitement bien défini comme la syphilis du labyrinthe, l'intoxication diabétique, le gliome du

VIII (dont la bilatéralité est fréquente), l'appareillage serait non seulement absurde, mais criminel en apportant au malade une fausse sécurité.

Une otorrhée est-elle une contre-indication ? Oui, dans la mesure où elle réclame un traitement chirurgical ; il faut évider, et ensuite, si besoin est, on conseillera une prothèse ; non, si l'écoulement est banal : seul le choix entre conduction aérienne et conduction osseuse se discutera.

Il est certain que les pertes d'audition dues à des anomalies du système nerveux central échappent à la prothèse. Des tumeurs autres que le gliome du VIII, des fractures du crâne, l'artériosclérose, des hémorragies peuvent léser le système auditif. Certaines lésions en outre entraînent une surdité verbale sans perte de l'acuité auditive pour les sons purs et les bruits. Simulation de surdité et surdité hystérique devront également être dépistées par le moyen des tests précédemment cités. Ces cas spéciaux sont rappelés ici pour mettre en relief la complexité du tableau clinique et la nécessité d'un examen médical préalable.

Certains malades pourront être appareillés, mais avec prudence. Ceux dont le labyrinthe est très intolérant, les vertigineux, les grands bourdonnants, ne doivent pas être éliminés à priori. L'expérience a montré que tel qui semblait ne pas devoir supporter un appareil s'en accommode, alors qu'un autre, chez qui les symptômes cliniques n'avaient paru alarmants, pousse des cris dès que l'amplification atteint un certain niveau. Seul l'essai de la prothèse sera concluant, mais un essai avec précautions.

Il faut aussi se méfier des sourds de mauvaise foi qui exagèrent leur surdité ; sans une collaboration honnête il est impossible d'obtenir un appareillage satisfaisant. L'exagération peut être inconsciente. Si l'on en croit les auteurs américains, les surdités psychiques seraient

plus nombreuses qu'on ne le pense. L'étude soigneuse des soldats devenus sourds au cours de la dernière guerre a non seulement confirmé l'existence de surdités purement fonctionnelles, résultat de conflits psychiques décelables par la psychanalyse, mais elle a aussi révélé la fréquence avec laquelle les surdités lésionnelles sont aggravées par des facteurs psychiques qui expliqueraient les rares mais authentiques bénéfices apportés par un appareil « miraculeux » après échec de tous les autres du même genre.

Les Américains signalent un autre type de malade auquel l'appareillage ne donnera que des résultats peu satisfaisants. Il s'agit des sourds atteints de « diplacousie » importante. Ils appellent ainsi l'incapacité à attribuer correctement aux sons leur hauteur. La fréquence 1 000 C par exemple est entendue comme la fréquence 900 C ou la fréquence 1.100 C. L'oreille crée une distorsion de fréquences. Si les deux oreilles sont affectées inégalement, la même fréquence est entendue avec une hauteur différente dans les deux oreilles, d'où ce nom de diplacousie. La plupart des gens ont une légère diplacousie de quelque partie de l'échelle des fréquences. Elle peut devenir importante et être un ennui de la surdité nerveuse. Elle se traduit par une mauvaise perception des sons qui paraissent impurs, bourdonnants et ressemblent à des bruits. Cette distorsion gêne la compréhension de la parole plus que ne le laissait prévoir l'examen de l'audiogramme. L'otologiste pensera à rechercher ce trouble qui, s'il est intense, assombrira le pronostic du bénéfice à attendre d'une prothèse.

Il peut être embarrassant pour l'otologiste d'avoir à choisir l'entre l'appareillage et l'opération (tympanolabyrinthopexie du Docteur Sourdille, modifiée et vulgarisée aux U. S. A. par le Docteur Lempert, sous le nom de fenestration), car le sujet idéal pour l'intervention est aussi le sujet le mieux aidé par la prothèse et

l'unanimité est loin d'être faite sur la valeur de cette opération. La principale objection qui lui est adressée est le faible pourcentage des réussites définitives. Le Docteur Sourdille, dans « Traitement chirurgical de l'otospongiose », donne une statistique portant sur 39 malades : 10 ont été abandonnés après le premier temps ; 7 doivent subir une réouverture labyrinthique ; 4 sont des opérés récents dont les résultats ne peuvent être appréciés encore. Sur les 18 restants, 11 ont un résultat très bon ou bon, 3 un résultat moyen, 2 un résultat médiocre, 2 un résultat nul. Mais ces deux derniers avaient une audition quasi-nulle avant l'opération.

Les Docteurs Lempert et Schambaugh ont publié des statistiques très encourageantes concernant un nombre important de malades. Mais il convient de remarquer que leurs opérés sont choisis avec beaucoup de soin, après des examens multiples qui les désignent comme de bons cas et qu'ils ne représentent donc qu'un faible pourcentage des otospongieux (voir à la page 241 de l'ouvrage du Docteur Sourdille les critères d'après lesquels le Docteur Schambaugh établit ses trois catégories d'otospongieux, catégorie idéale, possible et avec pronostic réservé). Une statistique du Docteur Schambaugh parue en 1945 indique, sur 321 malades opérés, 88 % de résultats positifs au bout de 6 mois et 80 % environ au bout d'un an. Le Docteur Lempert affirme également 80 % de réussite définitive si les cas ont été bien choisis.

Les gains obtenus avec l'appareil sont le plus souvent supérieurs à ceux qu'apporte la fenestration. Schambaugh déclare un gain moyen de 26 db 7 au bout d'un an sur 182 cas, Lempert un gain moyen de 24 db 3. Le docteur Berry, étudiant 13 sujets justiciables de la fenestration, trouva que le gain moyen procuré par la prothèse était de 43 db. Shambaugh lui objecta que ses

tests faits avec des sons purs n'étaient pas valables et que les résultats seraient autres avec la parole. Il rechercha les seuils d'intelligibilité de 14 malades porteurs de prothèse avant d'être opérés. Il trouva que chaque fois que l'opération procurait un gain moyen d'au moins 20 db le malade entendait aussi bien qu'avec sa prothèse, mais que si le gain était inférieur à 20 db, la prothèse donnait un meilleur résultat.

Il ressort de cette étude rapide que le nombre d'otospongieux entrant dans la catégorie idéale à laquelle on peut prédire 80 % de chances de succès est très limité et que dans cette catégorie elle-même quelques-uns seraient mieux aidés par une prothèse que par l'opération.

Les complications infectieuses graves par ouverture du canal semi-circulaire sont devenues rares, mais il reste toujours le risque d'une paralysie faciale définitive, d'une perte complète de l'audition du côté opéré par atteinte du labyrinthe membraneux et de séquelles moins graves, mais tout de même bien ennuyeuses, telles que vertiges persistants, suintements indéfinis, atrésie du conduit auditif externe rendant difficile la mise en place d'un embout auriculaire si l'appareillage devient nécessaire ultérieurement.

Malgré ces aléas quelle tentation pour un otospongieux qu'une opération qui, en cas de réussite, lui rendra une audition vivante, fidèle, qui, si l'on en croit Sourdille et Lempert, arrêtera l'évolution de sa surdité et le débarrassera de ses bourdonnements !

Il nous semble donc que le rôle de l'otologiste auquel le malade vient demander conseil, est de lui expliquer qu'il satisfait aux critères légitimant une fenestration, de lui indiquer les chances approximatives de succès aussi bien que les ennuis et les séquelles possibles de l'opération. Au malade ensuite de comparer les risques de la chirurgie aux inconvénients de la prothèse.

En général, l'otologiste a vite fait de déterminer si son client appartient à la catégorie des hypoacousiques dont l'appareillage se discute ou s'il rentre dans le groupe, de beaucoup le plus nombreux, des surdités chroniques banales.

Son attention se porte alors sur d'autres aspects de la question.

A partir de quelle perte d'audition et jusqu'à quelle perte convient-il de conseiller l'appareillage ?

Comme il est pratique de se fixer un ordre de grandeur, on considère qu'il n'est pas nécessaire d'appareiller avant 30 à 35 db de perte pour la parole dans l'oreille la meilleure. Mais il est clair que ce chiffre varie suivant les besoins du sourd. Beasley a divisé les sourds en trois catégories, suivant leur incapacité sociale et, grâce à des tests multiples, on a établi la perte pour la parole correspondant à ces trois groupes : le groupe I comprend les sourds qui entendent mal au théâtre et à l'Eglise, perte de 18 à 33 db ; le groupe II, ceux qui suivent mal la conversation ordinaire, perte de 34 à 47 db ; le groupe III, ceux qui comprennent mal les mots prononcés à voix forte ou même criée, perte supérieure à 47 db. Certains hypoacousiques réclament une aide dès le premier stade, soit qu'ils prennent conscience d'un handicap professionnel, soit qu'ils souffrent de se passer de certaines manifestations artistiques (théâtre, concert). D'autres, au contraire, qui appartiennent au deuxième groupe, se rendent mal compte de la gêne qu'ils causent à leur entourage et du tort qu'ils se font. Surtout s'ils sont jeunes, ils reculent le plus possible le moment où il leur faudra, pensent-ils, révéler leur infirmité à tous par le port d'un récepteur dans l'oreille. Le rôle de l'otologiste est de les convaincre. L'hypoacousique n'a pas intérêt à trop attendre ; assez rapidement il prend des habitudes défectueuses, qui diminuent le bénéfice à attendre d'une prothèse. Du

moment où il commence à mal entendre sa propre voix, il se met à mal articuler, à mal timbrer ses mots. Son débit devient monotone. Puis il perd même le contrôle du niveau de sa parole. Il parle ou trop fort ou trop bas suivant le type de sa surdité. Il finit également, s'il reste longtemps sans entendre correctement le langage des autres, par perdre l'habitude de cette gymnastique de l'esprit qui permet à l'homme normal de restituer à des phrases où manquent des syllabes, voire même des mots, leur sens complet. Il n'est que d'étudier de près les cas où nous nous trompons dans nos interprétations pour saisir ce mécanisme de l'hypothèse coiffant les sons entendus et comblant les lacunes.

Un autre préjugé bien enraciné dans le public, constitue un obstacle psychologique à l'appareillage du sourd : c'est l'idée que le port de l'appareil aggravera la surdité. Nous devons être formels : le port d'un appareil bien construit et convenablement choisi ne peut aggraver une surdité. Il peut arriver qu'un malade non prévenu porte trop longtemps son appareil les premiers jours. Il se fatigue, devient nerveux et accuse la prothèse de fatiguer son oreille. Ou bien un sourd, appareillé alors qu'il entendait encore passablement, au bout d'un certain temps, a l'impression que son audition à l'oreille nue a baissé. De deux choses l'une, ou la surdité a continué à évoluer et son audition a effectivement baissée, mais sans que l'appareil en soit responsable (c'est le cas notamment des surdités séniles), ou plus simplement il a oublié à quel point il était sourd quand il a adopté sa prothèse ; ayant pris depuis l'habitude de mieux entendre, il est devenu plus difficile. Dans ces cas, l'audiogramme est un précieux témoignage. La même chose se produit chez une personne atteinte d'un trouble de la réfraction. Le port des lunettes devient souvent un besoin permanent sans que le défaut de la vue se soit aggravé.

Il n'y a pas de limitation supérieure à l'appareillage si une grande puissance est supportable. Les prothèses modernes peuvent fournir toute l'énergie nécessaire. Mais la prothèse devient inefficace si la perte est telle que le seuil de douleur soit rapidement atteint ou si les restes auditifs sont trop pauvres. Le plus souvent les deux coexistent. Imaginons le cas d'un malade qui n'entend les sons faibles de la conversation qu'avec une amplification de 80 db ; les sons forts qui se mêlent aux premiers et qui atteignent facilement 65 db, sortiront dans son oreille avec une puissance de 145 db, intensité intolérable même pour un homme normal. Il faudra écréter toutes les ondes dont l'intensité dépasserait son seuil de douleur. Mais avec une écrétage aussi important, la parole devient inintelligible

Les surdités à pertes sévères se compliquent le plus souvent d'une disparition des fréquences aiguës indispensables à l'intelligibilité des consonnes. Nul appareil ne restaure des cellules sensorielles ou des fibres nerveuses dégénérées. On peut affirmer qu'une perte des fréquences élevées s'étendant jusqu'à 1000 C n'est compensée par aucun appareil.

Toutefois les cas où il ne subsiste pas quelques restes auditifs capables d'être amplifiés dans les basses et les moyennes fréquences sont rares. A eux seuls ils ne rendent pas la parole intelligible, mais ils aident considérablement le sourd dans la lecture sur lèvres et dans le contrôle de sa propre voix. Une statistique du centre de rééducation auditive de l'Armée navale américaine signale que sur 2.216 sourds 6 seulement ne tiraient aucun bénéfice de leur appareillage. Il semble que l'on puisse aller encore plus loin et, nous souvenant du rôle des sensations auditives dans la vie subconsciente, nous nous demandons si un appareil ne devrait pas être conseillé aux sourds atteints de dépression, même s'il ne permet pas la compréhension de la parole. Les Améri-

cains ont parfois équipé des soldats si sourds que leur prothèse servait juste à leur donner conscience du bruit environnant.

Ces considérations sont vraies pour l'adulte, pas entièrement pour le vieillard et l'enfant.

Chez le vieillard, des difficultés spéciales naissent du type de sa surdité et de la diminution de ses facultés mentales. La presbyacousie est causée par une dégénérescence progressive des éléments sensoriels spécifiques des fréquences élevées. Elle se traduit par une inintelligibilité des consonnes engendrant de la confusion. Un adulte, pour compenser ces pertes, associe au port de la prothèse la lecture sur lèvres. Les gens âgés ont du mal à s'adapter à l'usage d'un appareil électronique et apprennent avec plus de mal encore la labio-lecture, faute d'un pouvoir d'attention et d'une acuité visuelle suffisants. Ils perdent vite patience. A ces facteurs s'ajoutent des facteurs sociaux. Les vieilles personnes vivent souvent avec des êtres plus jeunes qui ont leur propre activité et ne peuvent s'occuper d'eux. Il en résulte souvent chez le vieillard de la nervosité, des craintes, atmosphère impropre à l'apprentissage de l'emploi d'une prothèse. Nous devons tenir compte de ces faits en conseillant l'appareillage d'un vieillard. Mais il est utile d'insister, car leurs efforts seront récompensés par les avantages de l'« aide auditive ».

Nous aborderons le problème de l'appareillage des enfants par le cas des sourds-muets. Le sourd-muet est un enfant né sourd ou devenu sourd avant l'acquisition du langage. Il était légitime de se demander si de tels enfants sont affectés d'une perte totale du spectre du langage ou si cette perte n'est que partielle, mais assez importante pour supprimer toute intelligibilité. Dans cette deuxième hypothèse, on pouvait espérer rendre ces restes auditifs utilisables en les amplifiant.

Une enquête à l'Institut National des sourds-muets

lous a appris que sur 300 sourds-muets une vingtaine seulement possèdent des restes auditifs leur permettant d'entendre des sons. Les audiogrammes des autres enfants indiquent des ilots très étroits ou rien. Les scotomes, quand ils existent, s'étendent tout au plus sur un octave, souvent même ils n'intéressent qu'une fréquence et la sensation auditive n'est obtenue qu'avec des intensités importantes dépassant souvent de 90 db le seuil normal. Il n'est pas question d'appareiller de tels enfants.

A ces sourds complets, on oppose les « demi-sourds ». Les maîtres les reconnaissent sans audiogramme à ce qu'ils sont capables d'entendre un certain nombre de sons, ce qui les aide énormément à articuler correctement. Même quelqu'un de non averti, est frappé par leur timbre plus agréable, leur articulation plus intelligible. On est étonné de voir que chez certains de ces « demi-sourds » les pertes sont très grandes en fréquence et en intensité. Tel d'entre eux ne possède qu'une bande de 2 ou 3 octaves sur les basses fréquences, tel autre sur les aiguës. La perte peut atteindre 60 à 80 db de moyenne et 100 db pour les fréquences les plus atteintes. Chose extraordinaire, ils sont aidés par ce peu. Quelques rares privilégiés entendent toute la bande utile des fréquences (500 à 3000). Mais la perte en db est toujours très élevée. La recherche du seuil douloureux a donné des résultats variables. Certains enfants se plaignent à 90 db, d'autres au contraire manifestent de la joie à entendre des sons très intenses de 120 db. L'audiomètre de l'Institut ne dépasse pas ce niveau.

Les enfants qui possèdent des restes auditifs sont aidés par un cornet acoustique et par la simple disposition de la main en éventail derrière l'oreille. On peut donc affirmer qu'ils le seraient davantage par un bon appareil électronique. Un nombre rarissime d'enfants obtiendrait « l'audition différenciée », c'est-à-dire l'in-

telligibilité des mots, mais ils augmenteraient le nombre de leurs sensations auditives, ce que les professeurs de l'Institut appellent « l'audition brute ». Il faudrait s'adresser à des appareils soignés, à forte puissance et très robustes. Les professeurs insistent sur l'importance du psychisme de l'enfant. Un sourd-muet pourvu de restes auditifs, mais inattentif, indiscipliné ou peu doué n'en tire aucun profit. Chez les tout petits, deux difficultés supplémentaires se présentent : avant de pouvoir établir un audiogramme, il faut créer chez eux des réflexes conditionnels ; en second lieu, le port d'un appareil individuel, fragile, malgré les progrès réalisés, n'est possible que chez un enfant capable d'en prendre soin. Mais il est hors de doute que ces enfants bénéficieraient grandement d'appareils pour groupes à utiliser en classe. Ces appareils sont composés d'un microphone unique et d'un bloc amplificateur, muni de lampes de type courant, auquel sont reliés dix ou douze écouteurs avec potentiomètre et contrôle de tonalité individuels.

Jusqu'ici, rue Saint-Jacques, on n'a pu expérimenter sur les « demi-sourds » l'effet des appareils électroniques modernes, faute de matériel. Une tentative faite en 1939 ne donna rien, ce qui n'est pas concluant vues les améliorations survenues dans ce domaine. L'achat de deux appareils est prévu pour reprendre les essais.

Nous avons un témoignage d'une valeur capitale : c'est le cas de cette sourde-muette de 25 ans, appareillée par le Docteur Caussé, dont nous reproduisons l'observation à la fin de ce travail. La prothèse permet à cette jeune fille de comprendre le langage à une distance d'environ 1 m. 50.

Le peu de renseignements que nous ayons actuellement sur cette question, ne nous permet pas de conclure définitivement. Il semble, d'après ces quelques faits, qu'un très faible pourcentage des enfants des instituts de sourds-muets pourraient entendre la parole grâce à

l'amplification électronique. Mais n'y en eût-il qu'un, nous nous devrions de le rechercher.

Entre le sourd-muet et l'enfant qui n'entend pas très bien, existe toute une gamme. L'examen systématique des écoliers américains a montré que les troubles de l'audition sont plus fréquents que les troubles de la vue. Or, les premiers sont plus difficiles à corriger. Pour confier à un enfant une prothèse individuelle, il faut qu'il soit prêt à la recevoir. Si l'enfant a un gros déficit auditif, il ne sera apte à bénéficier d'une prothèse que s'il reconnaît déjà un grand nombre de sons. Autrement il tirerait si peu de fruits du port d'un appareil qui l'encombre qu'il refuserait de continuer à s'en servir. Un entraînement auditif, dirigé par un spécialiste et complété par la famille, aura donc ici précédé l'achat de l'appareil. En outre, la maturité de l'enfant, son sens de la responsabilité devront être suffisamment éveillés pour qu'on puisse être sûr qu'il prendra soin de sa prothèse, n'ouvrira pas le boîtier, la quittera pour jouer. Pour bien faire, il faudrait susciter chez l'enfant un très vif désir de posséder un tel instrument.

Il doit aussi apprendre à s'en servir. Le mieux serait, s'il s'en créait en France, d'envoyer l'enfant dans des classes munies d'appareils pour groupes comme ceux que nous avons conseillés pour les sourds-muets. Le gros avantage de ce système est de mettre beaucoup plus tôt l'enfant en contact avec les sons amplifiés et de réaliser ce contact avec une sage progression pour éviter de l'effrayer et de l'abasourdir par la soudaine variété et la trop grande intensité des sensations sonores. Une fois que l'enfant est habitué au système amplificateur, le passage à l'aide auditive individuelle est plus facile.

Le choix de l'appareil se fera comme pour l'adulte. Mais, si c'est possible sans sacrifier la qualité des performances, on prendra un « tout-en-un », plus léger et moins encombrant. La mère prévoira un mode de suspension du boîtier à la fois solide et facile à défaire.



L'otologiste a conclu que son client est appareillable. En se basant sur l'examen clinique et sur l'audiogramme, il donnera alors des indications sur l'oreille à appareiller et sur la voie de transmission à choisir. Mais c'est au cours de l'essai des différents modèles que se prendra la décision définitive.

Pour le choix de l'oreille, il se basera sur le principe suivant : laisser au malade le bénéfice de sa meilleure oreille si elle peut encore lui être utile, mais appareiller une oreille dont l'audition est encore suffisante pour que la prothèse garde toute son efficacité. Les uns indiquent 50 db de perte comme limite d'utilisation de la bonne oreille, les autres 65 db. Voici les règles simples énoncées par S.-R. Silverman et S. Gordon Taylor :

Si les deux oreilles ont une perte comprise entre 30 et 65 db, appareiller la plus mauvaise.

Si une des oreilles a une perte supérieure à 65 db, appareiller la meilleure.

Il en sera de même a fortiori si les deux oreilles ont une perte supérieure à 65 db.

Le choix de la voie de transmission a bien évolué. Avec les appareils à charbon, du jour où fut inventé le vibreur de Lieber, on se servit surtout de la transmission osseuse. Beaucoup de sourds avaient ainsi une meilleure audition et trouvaient ce vibreur caché derrière l'oreille et sous les cheveux plus esthétique que l'écouteur appliqué sur le pavillon. L'apparition des prothèses électroniques avec leurs embouts translucides et leurs récepteurs légers et très petits a d'autant plus modifié la question que, dans ce système de transmission dite aérienne, une fraction importante du volume sonore atteignant l'oreille interne peut y parvenir par voie osseuse. Ajoutons que la transmission des fréquences aiguës est meilleure, que la chambre de résonance créée au fond du conduit augmente le gain et nous com-

prendrons que des malades ayant conservé une bonne conduction osseuse entendent souvent mieux avec le récepteur aérien. Actuellement aux U. S. A., on considère que 90 % des malades sont équipés par voie aérienne. Ce chiffre cependant ne correspond pas à l'expérience du Docteur Caussé. A son avis, un pourcentage de malades plus élevé que les 10 % signalés sont mieux aidés par la voie osseuse. Disons donc que la voie osseuse s'impose dans quelques cas bien définis : chez les personnes qui présentent une otorrhée chronique (6 sur les 225 cas étudiés par les Anglais dans leur rapport) ; quand il y a une atrésie du conduit, en particulier après une fenestration, ou quand le malade a une sensibilité inhabituelle du conduit auditif externe. Chez les autres, on conseillera la voie aérienne, sauf si la conduction osseuse est nettement meilleure sur l'audiogramme, auquel cas le malade devra essayer les deux modes de transmission et adopter celui qui lui donne l'intelligibilité du langage la meilleure.

Dans « Archives of oto-laryngology » de mars 1942, nous trouvons que le Docteur Kenneth Day recommande d'appareiller les surdités bilatérales de plus de 50 db et approximativement égales avec une prothèse munie d'un récepteur pour chaque oreille. Nous n'avons pas l'expérience de cet appareillage à deux récepteurs. Mais nous rapportons l'observation d'un malade qui, portant un appareil à charbon d'un côté, une prothèse électronique de l'autre, est fort satisfait du résultat.

Le choix, parmi les nombreux modèles en vente, de l'appareil qui convient le mieux à notre malade est beaucoup plus délicat. En théorie, le rôle de l'otologiste devrait être énorme. A condition de disposer de l'équipement voulu, il devrait pouvoir déterminer objectivement et scientifiquement celui qui restaure le mieux l'audition du sourd examiné. En fait, il faut bien avouer qu'un ajustage parfait n'existe pas. L'otologiste ne peut

jouer le rôle de l'ophtalmologiste qui détermine avec précision les troubles de réfraction et les corrige avec les verres appropriés. Nous ne prétendrons qu'à rechercher l'ajustage le meilleur possible.

On a d'abord communément supposé que l'appareil qui restaure le mieux l'audiogramme du malade est le meilleur pour lui. On cherche à réaliser cet ajustage de deux façons : après inspection de l'audiogramme, on choisit parmi les appareils celui qui offre une combinaison contrôle de tonalité-récepteur telle que la courbe de réponse compense les pertes du malade. Des fabricants fournissent des tableaux d'après lesquels les agents de vente déterminent quel modèle convient pour chaque catégorie de sourds et quelle est, parmi les différentes combinaisons possibles, celle à adopter pour chaque perte différente de l'audiogramme. Ou bien s'inspirant de la méthode employée pour ajuster les verres, on établit les audiogrammes du malade « aidé » par différents appareils et on choisit celui qui donne la meilleure correction de l'audiogramme préalablement établi sans aide.

Ces deux procédés, à l'expérience, se sont révélés trompeurs. Nous avons déjà fait prévoir cet échec quand nous avons étudié la forme des courbes de réponse des divers modèles et souligné, après le Docteur Caussé, leur irrégularité et leur caractère capricieux. Il est impossible d'adapter de telles courbes dans le détail aux audiogrammes des sourds. Nous avons vu également que la courbe de réponse diffère selon que l'appareil est utilisé à son maximum de rendement ou à des niveaux plus bas et que les performances acoustiques ont été mesurées dans des conditions expérimentales (baffle, oreille artificielle) qui ne sont pas exactement celles du fonctionnement de la prothèse.

Des objections théoriques enfin s'opposent à l'emploi de cette méthode. L'audiogramme révèle le seuil de

sensibilité auditive. Or, nous écoutons habituellement bien au-dessus du seuil, à des niveaux de l'aire auditive où l'audition du sourd est moins anormale, comme l'ont révélé les equal-loudness-contours. Suivre le conseil de Knudsen et Watson de se référer à la courbe d'equal-loudness au niveau d'audition confortable est impraticable, car il est impossible d'établir une telle courbe chez des sujets non entraînés. Ce correctif à la méthode laisse en outre subsister une deuxième objection théorique : ce sont des paroles et non des sons que le malade va écouter avec son appareil. Un procédé qui n'utilise que des sons purs est donc insuffisant pour décider du choix de l'appareil.

Beaucoup d'agents de vente continuent à tort à appareiller les sourds par simple examen de leurs audiogrammes. Le graphique est utile pour donner une première idée du gain acoustique à fournir au malade, pour aider au choix de l'oreille à appareiller, de la voie de transmission et pour guider le pronostic du bénéfice à attendre de la prothèse en révélant les surdités abruptes pour les fréquences élevées. Mais son rôle doit se borner là.

Une fois enlevé l'espoir de choisir l'appareil par simple inspection de l'audiogramme, il nous reste deux possibilités : si nous disposons d'une installation adéquate, nous recourrons à des tests objectifs d'allure scientifique ; sinon nous conseillerons à notre malade quelques tests simples, facilement réalisables chez chacun des marchands d'appareils qu'il consultera.

Nous avons décrit, au chapitre II, l'équipement nécessaire pour des tests objectifs. Nous aurons très prochainement en France une installation de ce genre. Il en existe une à Bruxelles, dont nous parlerons plus loin. Aux U. S. A., elles sont nombreuses. Des cliniques universitaires et des hôpitaux ont fait les frais de centres d'appareillage bien outillés.

Dans le Laryngoscope d'avril 1946, H. Davis et ses collaborateurs passent en revue les différents tests employés dans ces centres et en font la critique.

Nous avons déjà parlé de l'« aided audiogram », l'audiogramme avec prothèse et des critiques qu'on peut lui adresser. Il a cependant l'avantage de permettre une première sélection grossière des appareils assez facile puisqu'il utilise un genre de test dont le malade a déjà l'expérience.

La recherche de la perte auditive résiduelle ou du gain pour la parole (residual hearing loss, gain for speech) a été imaginée pour remplacer dans le test précédent les sons purs par la parole. Le malade écoute, avec les différents appareils, la parole émise à un niveau moyen et ajuste chaque instrument pour que l'audition soit claire et distincte. Puis on diminue le niveau d'entrée pour mesurer le seuil pour la parole. Il est alors possible de comparer le seuil trouvé au seuil de l'homme normal pour déterminer la perte auditive résiduelle ou au seuil du malade sans appareil pour déterminer le gain pour la parole. L'appareil qui donne la plus petite perte résiduelle ou le gain le plus élevé, est le meilleur pour le malade.

Le seuil pour la parole présente une signification pratique, claire. Il est bien défini et quantitatif si un échantillonnage convenable de mots est employé. Ce test est donc plus facile (un seul seuil est mesuré au lieu de 6 ou 8) que le précédent et plus près de la vie réelle.

Son principe de base est aussi théoriquement juste. En effet, le malade est invité à placer son potentiomètre dans la position qui lui donne l'intensité la plus confortable pour écouter la parole au niveau normal de conversation. Il recherche l'intensité agréable plutôt que la qualité de la parole. Si l'appareil a un bon pouvoir de rendement dans la transmission de la parole, il

doit exister un écart assez large entre le niveau où la parole est perçue confortablement et celui où elle est juste comprise. Mais si l'appareil n'a pas un bon rendement, par exemple parce qu'il fournit une grande quantité d'énergie sur une bande de fréquences étroite, la position la plus confortable aura été basée sur l'intensité de la partie la plus forte du spectre. Si l'on diminue l'intensité, la parole devient vite inintelligible par perte des fréquences les moins favorisées. L'écart entre le niveau de perception confortable et le seuil est étroit. L'appareil le plus efficace est celui dont le niveau de seuil est le plus près du seuil normal, donc fournit la plus petite perte résiduelle.

Mais la valeur théorique de la méthode repose sur la capacité du malade à placer le potentiomètre de chaque appareil dans la position qui lui donne l'intensité « la plus confortable ». Les différences obtenues avec les divers modèles ne peuvent être valablement comparées que si les positions données à leur potentiomètre sont comparables. Une erreur dans l'appréciation subjective du « niveau le plus confortable » peut annuler ou même inverser les résultats. Des essais pratiqués sur 40 malades du Deshon General Hospital pour contrôler l'aptitude des malades à reproduire une position du potentiomètre choisie comme la plus confortable, montrèrent une déviation moyenne de 3,7 db dans les seuils obtenus. D'autres expériences, portant à la fois sur des sourds et sur des sujets normaux, confirmèrent l'existence d'une variabilité assez grande pour fausser les comparaisons. Par conséquent, la valeur du test dépend de la constance du malade dans son appréciation du niveau le plus confortable avec chaque appareil. S'il veut se servir de ce test, l'opérateur devra commencer par juger de la fidélité des appréciations du malade d'après son aptitude à retrouver la même position du potentiomètre sur le même appareil.

Les efforts pour obtenir un procédé plus satisfaisant de réglage du contrôle de volume restèrent vains. Si l'on choisit la position maxima, on fausse les résultats par l'introduction de bruits dûs aux fuites acoustiques et à l'amplification très importante des bruits ambiants. On peut demander au malade de chercher la position la plus confortable unique pour écouter la parole émise à deux niveaux différents séparés par 20 à 40 db. La reproductibilité de la position du potentiomètre est meilleure chez quelques-uns, mais d'autres restent réfractaires. La méthode de la perte résiduelle ne peut donc s'appliquer qu'à un nombre limité de malades.

Un troisième test consiste à étudier l'étendue en décibels sur laquelle un appareil est capable de rendre la parole intelligible pour une même position du contrôle de volume. Ce test est appelé par les Anglo-Saxons « dynamic range » et plus souvent « operating range ». Son but est de s'assurer que l'appareil fournit une étendue d'intelligibilité d'au moins 40 db, c'est-à-dire qu'il est capable, avec la même position du potentiomètre, de rendre intelligibles des paroles dont l'intensité à l'entrée du microphone varie de 40 db, comme cela se produit dans la conversation courante. On conçoit qu'il est indispensable que le malade n'ait pas besoin de manipuler constamment son contrôle de volume au cours d'une conversation.

Pour cette recherche, on procède généralement de la façon suivante. On fait entendre au malade des mots spondaïques (plus rarement des phrases) émis au niveau de la conversation ordinaire (50 à 60 db). Le malade choisit une position quelconque du potentiomètre : la plus confortable ou le maximum ou une position intermédiaire. On vérifie qu'il comprend facilement les mots. Puis l'énergie d'entrée est réduite jusqu'à ce que le seuil d'intelligibilité du malade soit atteint ou jusqu'à ce que la parole devienne si faible

que normalement elle serait masquée par le bruit ambiant dans les situations les plus courantes (chez l'homme normal ce niveau se trouve à 20 db au-dessus du seuil d'intelligibilité). Celui des deux niveaux choisi une fois atteint, on augmente graduellement l'énergie d'entrée jusqu'à ce que l'on soit arrivé à 40 db au-dessus de la limite inférieure du test. La parole doit être encore à la fois intelligible et supportable. Si la parole devient inintelligible ou désagréable avant ce niveau, on en prend soigneusement note. Ce test ne doit pas servir à faire une discrimination entre les appareils qui transmettent un langage intelligible et tolérable sur cette étendue de 40 db. Mais pour une étendue d'intelligibilité inférieure à 40 db le test est critique. Dans ce cas, une différence de 3 db entre les appareils est vraisemblablement une base légitime pour le choix.

Certains opérateurs introduisent une variante dans la recherche de la limite inférieure. Au lieu d'émettre la parole au niveau de conversation normale, on le fait à 20 db au-dessus du seuil normal d'intelligibilité, ce qui correspond aux sons faibles de la conversation courante. Le malade place le contrôle de volume de façon que la parole soit juste clairement intelligible. Puis, comme précédemment, on augmente progressivement l'intensité d'entrée de 40 db. Que l'on choisisse ce procédé ou l'autre, ce test est très intéressant. Il évite la pierre d'achoppement du test de la perte résiduelle puisque la position du potentiomètre est sans importance et il permet d'étudier le comportement de l'appareil dans la conversation courante.

Ce test demande à être complété par un test de « tolérance », si le seuil de douleur n'a pas été rencontré déjà au cours de l'augmentation de l'énergie d'entrée. Dans tous les cas, on doit vérifier que les appareils retenus comme susceptibles de convenir à un malade ne blessent pas son oreille quand ils fonctionnent dans les con-

ditions de rendement maximum (potentiomètre poussé à fond ou énergie d'entrée importante). Ce test est capital. On choisira l'appareil dont le maximum d'énergie de sortie est juste au-dessous du seuil de tolérance : pas au-dessus pour éviter la douleur, le moins possible au-dessous pour réduire au minimum la distorsion due à l'écretage des pics sonores.

On émet la parole avec une énergie progressive. Un niveau d'entrée de 100 db est toujours suffisant pour atteindre le maximum de sortie des appareils actuels. La position du potentiomètre n'a pas d'importance puisque la limite supérieure est toujours la même, quelle que soit l'amplification (figure 6, p. 68). Si au cours de l'essai, le son devient douloureux, l'appareil est rejeté et un autre moins puissant est essayé. Le test doit être mené avec précaution. Certains malades sont très sensibles. Si l'on aborde trop brutalement le seuil de douleur, on produit une réaction psychologique fâcheuse, qui peut le rendre hostile à l'appareillage. Mais il faut se souvenir qu'un seuil de tolérance anormalement bas s'élève par l'entraînement. Des expériences ont montré que l'exposition au bruit ou à la parole à un niveau légèrement au-dessous du seuil pendant quelques minutes, trois ou quatre jours de suite, élève ce seuil. Il faudrait pour bien faire, dans les cas anormaux, soumettre le malade à un entraînement journalier avant de l'appareiller définitivement, ou bien lui fournir un appareil moins puissant, lui enseigner le moyen d'exercer son oreille à supporter les sons intenses et lui donner alors un appareil à plus haut maximum de rendement. La proportion des malades présentant cette sensibilité particulière est heureusement faible, encore faut-il les détecter.

Le test de l'« operating range » permet d'éliminer les appareils qui ne donnent pas une intelligibilité suffisante dans les conditions les plus courantes de leur

emploi. On peut désirer pousser la sélection plus loin et vouloir déterminer l'appareil qui donne la meilleure intelligibilité dans toutes les conditions. On se sert alors des tests d'articulation dont nous avons parlé au chapitre II. On établit la courbe d'articulation du malade oreilles nues, puis avec chacun des appareils possibles pour lui et on compare les résultats obtenus. L'appareil qui donne la courbe d'articulation la plus près de la normale est le meilleur pour ce malade. Ce test est sensible et correspond à la réalité, mais il est long et délicat. Difficulté du matériel de test, intensité de la parole à l'entrée du microphone, position du potentiomètre devront être bien définis pour que les résultats soient comparables. Les Américains attachent plus d'importance à la recherche du maximum de pourcentage car il est moins sujet que le seuil d'intelligibilité aux variations dues au choix du malade pour la position du potentiomètre. Ils considèrent, en outre, qu'il est plus utile d'examiner le fonctionnement d'un appareil aux niveaux de sortie intéressant la partie supérieure de l'aire auditive, puisque dans la vie ordinaire le sourd écoute bien au-dessus du seuil.

Un test complémentaire de ce dernier consiste à juger de l'influence du bruit sur le seuil d'intelligibilité et sur le maximum de pourcentage. C'est très souvent que nous avons à distinguer la parole du bruit environnant. Il est donc raisonnable de chercher l'appareil qui permet le mieux cette discrimination.

Pour juger de l'influence du bruit sur le seuil d'intelligibilité, les listes de mots sont présentées à une intensité constante, en même temps qu'un bruit bien défini dont l'intensité croît progressivement jusqu'à amener la parole au seuil d'intelligibilité. On calcule le rapport entre l'intensité du mot (ou signal) et l'intensité du bruit au moment où le seuil est atteint, d'où le nom de « signal-to-noise-ratio » donné à ce test. Les malades

sans appareils diffèrent dans leur signal-to-noise ratio. La plupart ont beaucoup plus de mal que l'homme normal à distinguer les mots dans le bruit. Mais les essais ont révélé que les appareils, au contraire, diffèrent peu dans leur capacité à aider le malade à saisir la parole en présence d'un bruit au niveau du seuil d'intelligibilité. Cette partie du test conserve une valeur expérimentale, mais ne nous intéresse pas dans le problème pratique du choix d'un appareil.

Les variations dans les maxima de pourcentage avec bruit par contre révèlent des différences entre les appareils. Le procédé est l'inverse du précédent. Le bruit de fond a une intensité constante pendant que croît l'intensité des mots jusqu'à formation du plateau de la courbe d'articulation. On compare les niveaux où se forment les plateaux. La nature et la quantité de bruit sont nécessairement arbitraires. C'est pourquoi on n'attache pas d'importance aux variations qui se produisent au-dessus de 80 % de pourcentage, mais au-dessous de ce chiffre, une différence entre les pourcentages maxima classe les appareils.

Il ressort de l'étude précédente que ces tests ne sont valables chacun qu'à l'intérieur de certaines limites et que le choix ne peut se déterminer par un test unique. Il est nécessaire d'employer un groupe de tests et d'interpréter leurs résultats dans une confrontation générale, qui tiendra compte des facultés intellectuelles, de la culture et du degré de coopération du malade. C'est pourquoi l'expérience, le jugement clinique, la psychologie du testeur jouent un grand rôle. Ceci dit, nous recommandons la méthode des tests objectifs car, outre qu'elle permet d'éliminer les appareils insuffisants, elle présente le gros avantage de donner confiance au malade dans la méthode d'appareillage et finalement dans le choix de l'appareil. Persuadé qu'on a déterminé scientifiquement l'appareil qui lui convient le mieux,

Il est plus disposé à fournir les efforts nécessaires pour tirer le meilleur parti possible de sa prothèse. Et si le testeur est habile, il profite de ces essais pour amener son client à prendre conscience des compromis qui s'imposent fréquemment et de la nécessité d'un entraînement avec la prothèse.

S'inspirant de ces principes, H. Davis et ses collaborateurs suggèrent un plan d'action dont voici résumées les grandes lignes :

1°) Choix préliminaire parmi les appareils existants en se servant des rapports du council on physical medicine, de l'expérience personnelle que l'on peut avoir, de considérations économiques telles que prix, facilités d'approvisionnement, etc...

2°) Examen préalable du malade comportant un examen médical complet et un audiogramme.

3°) Fabrication de la pièce moulée individuelle pour permettre l'essai des appareils avec l'amplification maxima sans effet Larsen.

4°) Emploi d'une première catégorie de tests d'élimination (screening tests). On se sert du test d'operating range complété par le test de tolérance.

Ces premiers essais permettent de détecter les malades qui présentent des exigences spéciales : haute valeur du gain acoustique, sensibilité particulière aux sons forts, difficultés de discrimination, etc...). Ils seront examinés avec un deuxième groupe de tests plus minutieux.

Pour les autres malades, les différences trouvées entre les appareils pourront suffire à déterminer celui qui convient le mieux.

Mais si parmi les appareils ainsi choisis, il n'y en a aucun qui fournisse une bonne intelligibilité de la parole, ou si le malade se plaint de la qualité du son, il sera bon de compléter les essais par un test d'articulation. Il montrera quel est, parmi les appareils possibles,

celui qui donne la meilleure courbe d'intelligibilité et servira à convaincre le malade si intelligibilité et qualité ne coïncident pas.

5°) Emploi de tests d'ajustage fin (fitting tests) pour les cas définis ci-dessus. Ce sont les tests d'articulation sans bruit et avec bruit.

Il nous a paru intéressant, pour illustrer cette étude générale sur les tests utilisés chez les Anglo-Saxons pour l'appareillage, de décrire l'installation et la procédure employées par les Etablissements Brasseur, de Bruxelles, qui s'inspirent de ces méthodes. Grâce à la complaisance du directeur de ces Etablissements et à celle de leur ingénieur conseil, M. Fournier, nous avons pu voir, dans le détail, la seule installation de ce genre réalisée en Europe continentale et assister à l'appareillage de plusieurs malades.

Les tests ont lieu dans deux chambres adjacentes séparées par une double cloison. Une ouverture rectangulaire assez grande, à double paroi de vitre, permet de voir ce qui se passe d'une pièce dans l'autre. L'une est une chambre sourde où s'assied le sujet à tester, face à un haut-parleur fixé sur la paroi du fond. Dans l'autre pièce, se tient le testeur avec tous les appareils qu'il doit manipuler : un générateur de fréquences pures, un générateur de bruit, le microphone et son amplificateur, un tourne-disque et son amplificateur, tous contrôlables par un contrôle de volume et atténuables par des atténuateurs individuels, peuvent être dirigés séparément ou en combinaison, par l'intermédiaire d'un mélangeur-doseur, vers un amplificateur de puissance qui excite le haut-parleur ou les écouteurs.

L'opérateur a donc la possibilité d'émettre au choix des sons purs, des mots ou des phrases dits par lui dans le microphone, des disques de paroles enregistrées ou de musique, et il peut y superposer un bruit bien défini. Chez les sujets dont une oreille est peu atteinte par rap-

port à l'autre, il est nécessaire de la neutraliser pour étudier la plus mauvaise, ce qui est réalisé grâce à un assourdisseur (écouteur dans lequel on fait arriver du bruit). L'équipement comprend enfin un téléphone de communication entre l'opérateur et le sujet testé.

Le malade arrive avec ou sans renseignements médicaux fournis par son otologiste. De toute façon, il est soumis à un interrogatoire, puis installé dans la chambre sourde. L'opérateur avant chaque test lui explique, par le moyen du téléphone, ce qu'il attend de lui.

On commence par établir l'audiogramme suivant la manière classique (figure 9, page 132). Nous rappelons qu'il sert à déterminer si le malade a encore des restes auditifs à première vue suffisants pour être amplifiés avec fruit. Il aide à choisir l'oreille à appareiller et la voie de transmission.

Le deuxième test est l'« aided audiogram » des Américains. Le malade, placé face au haut-parleur, écoute d'abord avec ses deux oreilles nues les sons purs qui lui sont transmis. On obtient ainsi son audiogramme binauriculaire sans appareil. Puis le test est refait avec chacun des appareils dont dispose le testeur. En l'espèce, il s'agissait de Sonotones et d'appareils suisses « Phonak », choisis de façon à représenter les meilleures performances acoustiques réalisées à l'époque, tout en offrant des possibilités variées de puissance et de prix. Le boîtier est placé dans la poche du gilet ou accroché au corsage dans la position où l'utilisera le malade. On cherche parmi les embouts auriculaires standards celui qui s'adapte le mieux à son oreille. Le contrôle de volume est placé au maximum, puisqu'il s'agit de chercher des seuils, donc d'étudier la sélectivité de l'instrument. On choisit une position du contrôle tonal qui donne la courbe de réponse la plus large. Les audiogrammes obtenus sont tracés en regard de l'audiogramme binauriculaire sans appareil (figure 10).

On se sert de ce test pour éliminer un appareil s'il n'apporte aucune correction à l'audiogramme du malade, mais il ne constitue pas un critère définitif entre les deux ou trois appareils qui ont fourni une amélioration à des degrés divers.

Une troisième série de tests suit immédiatement, destinée à étudier la courbe d'articulation du sujet sans appareil et avec appareils. On se sert des listes de mots spondaïques établis par M. Fournier pour la langue Française et par M. Mertens pour la langue Flamande. Dans un premier temps, le malade écoute et répète oreilles nues les mots que le testeur prononce d'une voix distincte, à intensité et vitesse constante. Après un rapide essai pour adapter le malade, le testeur prononce des séries de 20 mots et compte sur un boulier les mots correctement répétés. Chaque série est transmise à une intensité croissante de 6 en 6 db. On construit ainsi sa courbe d'articulation sans aide. Elle doit être de même allure que celle du sujet normal. S'il y a des points aberrants, on refait le test à ces niveaux. Comme on l'a vu au chapitre II, la ligne des 50 % des mots correctement compris sert à apprécier le décalage par rapport au sujet normal et à mesurer la perte d'audition pour la parole, les zones hachurées permettent de situer le malade dans une des catégories d'inaptitude sociale (figure 11, page 134).

Dans un deuxième temps, on établit les courbes d'articulation du malade aidé des différents appareils précédemment retenus, sans lecture labiale d'abord, puis avec lecture labiale, c'est-à-dire que le malade se tourne face à l'opérateur pour qu'à travers la vitre il puisse suivre le mouvement des lèvres. On obtient le plus souvent une courbe meilleure, comme l'a bien observé M. J.-E. Fournier, qui a eu l'idée de ce test. On ne retient pour l'essai suivant que les appareils qui ont donné les meilleurs résultats à la fois au point de vue

de la sélectivité (courbes se rapprochant le plus de la gauche du graphique 11) et au point de vue de la discrimination (maxima de pourcentages les plus élevés).

On procède alors à une dernière épreuve, qui montrera si l'étendue d'intelligibilité (operating range) est suffisante aux différentes positions du potentiomètre et si le maximum d'énergie à la sortie est tolérable (test de tolérance). L'opérateur répète trois noms faciles à comprendre à un niveau d'entrée qui correspond à l'intensité d'une voix moyennement forte. Le malade tourne le contrôle de volume jusqu'à ce que la parole devienne « confortable ». Il est alors au point de l'audition optima. Le niveau d'entrée étant moyen, le sujet s'est donné une amplification moyenne. Il ne touche plus à son potentiomètre. L'opérateur lui lit les mots des listes à une intensité croissante et note deux niveaux sur le graphique (figure 12) : le niveau où 50 % des mots sont correctement compris et le niveau où le malade indique par un geste de la main que l'intensité devient gênante.

Dans un deuxième temps, l'opérateur répète les trois noms faciles de tout à l'heure, mais à une intensité plus forte. Le malade, pour conserver au son une intensité subjective confortable, diminue l'amplification. Avec cette nouvelle position du potentiomètre, on recherche le niveau des 50 % d'intelligibilité et le seuil de tolérance.

L'opération est répétée autant de fois qu'on le juge nécessaire avec des réglages du potentiomètre correspondant au confort pour des niveaux d'entrée compris entre 20 et 70 db.

En unissant sur le diagramme les points représentant les 50 % d'intelligibilité d'une part, les points de seuil de tolérance d'autre part, on obtient deux courbes dont l'écart doit être suffisant (40 db, si possible). Plus l'aire délimitée est grande, meilleur est l'appareil.

Pour chaque réglage du potentiomètre, le point de confort maximum correspondant à 20 db pour la voix faible, 40 db pour la voix moyenne, 60 db pour la voix criée, s'est trouvé par définition sur la droite « d'audition optima » (cf. figure 12). Il est bon, — et c'est le deuxième critère que nous fournira ce diagramme, — que cette droite se tienne à égale distance des deux courbes. On est ainsi assuré d'avoir une latitude convenable de réglage.

Le graphique 12 est utilisé également pour calculer le gain maximum fourni par l'appareil. Sur la ligne verticale placée sur la droite on met un point en face du nombre en décibels correspondant à la perte auditive sans appareil. Ce chiffre est fourni par la rencontre de la courbe d'articulation oreilles nues avec la ligne des 50 % d'intelligibilité, sur le graphique 11. Par exemple, dans le cas de l'Observation n° 2, cette perte est de 70 db. Un deuxième point est placé en face du nombre en décibels représentant la perte avec appareil. Ce chiffre se lit sur le graphique 12. C'est le niveau des 50 %, le potentiomètre étant réglé pour la voix faible, donc au maximum. Dans le cas n° 2, cette perte est de 20 db. La différence indique le gain maximum fourni par l'appareil. Il fut donc ici de 50 db.

Dans les cas difficiles, en particulier si le malade signale une incapacité de discrimination, les tests d'intelligibilité sont répétés avec introduction d'un bruit standard.

A la suite de ces différents tests, il suffit à l'opérateur de jeter un coup d'œil sur ses diagrammes pour choisir parmi ses appareils celui ou ceux qui conviennent au malade. A ce moment, le sujet est appelé à donner son avis. On le prie même, s'il est accompagné d'un ami ou d'un parent, d'essayer avec lui la conversation. Si l'appareil, qui paraît le plus agréable au malade, n'est pas celui qui procure la meilleure intelligibilité, les diagrammes sont là pour le convaincre.

Le sourd qui obtient une bonne intelligibilité avec plusieurs appareils, peut se montrer plus exigeant et désirer retrouver l'audition de sa musique préférée. Un choix de disques, allant des romances de Tino Rossi aux symphonies de Beethoven, permet au malade de juger de la musicalité des différents modèles sur les disques de son goût.

Quand l'otologiste ne dispose pas d'installation de ce genre, et n'en a pas dans sa région, il peut très utilement conseiller son client et lui indiquer des tests simples permettant un choix raisonnable parmi les diverses marques de prothèse. Il est inutile de souligner qu'il est imprudent de faire venir un appareil d'Amérique ou d'un grand centre sans l'avoir essayé.

Les agents savent, en général, recommander les combinaisons particulières de tonalité et de récepteur les plus souhaitables. Le malade fera bien d'essayer plusieurs des combinaisons suggérées. Le choix entre les différentes marques est facile s'il s'agit d'un hypoacoustique qui entend bien dès qu'on parle un peu fort. Dans les autres cas, il sera nécessaire de procéder à des essais méthodiques pour rechercher les imperfections de l'appareil. Dans « Hearing and Deafness » nous avons trouvé des suggestions dont nous nous inspirons largement.

Nous suivrons le même principe qu'avec les tests objectifs : nous commencerons par éliminer les appareils ne remplissant pas un minimum d'exigences : tolérabilité, intelligibilité dans les conditions habituelles d'audition, absence de bruits internes gênants. Puis, nous nous montrerons plus difficiles : nous rechercherons une bonne intelligibilité dans des conditions défavorables et une qualité de son satisfaisante.

L'aide d'un parent ou d'un ami est indispensable pour que les tests aient lieu dans des conditions semblables, avec la même voix et le même ensemble de

mots et de phrases. Avant la visite dans les agences, le sourd ou son compagnon préparera quelques passages à lire et une série de mots courants écrits sur des cartons séparés qui seront battus après chaque essai de manière à rompre l'ordre des mots. Il faudra prévoir en outre, un ou deux paquets de mots plus difficiles : mots moins répandus dans la langue courante, mots ne différant que par un son comme « voix », « soie », « bois » ou « met », « mare », « mue ». Si le malade a remarqué qu'il a plus de difficultés pour certains sons, une des séries sera composée de manière à comprendre un pourcentage élevé de ces éléments phonétiques difficiles.

Pour que les essais soient comparables, ce matériel devra être utilisé dans des conditions aussi semblables que possible : à la même distance du sourd, avec la même intensité de voix et la même vitesse dans le débit, face à lui, mais sans qu'il lise sur les lèvres, le microphone-amplificateur placé dans une poche ou un sachet spécial dessus ou dessous les vêtements, exactement comme il sera porté par la suite.

L'idéal serait d'essayer les prothèses chez soi, au calme et de les faire précéder par la confection de l'embout auriculaire. Mais nous doutons qu'une agence accepte de fabriquer un embout sans être assurée de la vente de la prothèse complète et aucune ne peut courir le risque de prêter, même sous caution, un appareil fragile et coûteux. En outre, les directeurs d'agence que nous avons vus, manifestent tous une vive méfiance vis-à-vis des essais que le sourd peut faire quand il est seul avec un instrument dont il connaît mal le maniement.

Pour vérifier que l'appareil est « tolérable », le sourd écoute ce que lit son compagnon en augmentant peu à peu l'amplification jusqu'au maximum de sortie. Si le son est réellement douloureux, il est inutile d'insister.

Mais si le son est simplement « très fort », il ne faut pas décider que l'appareil ne convient pas puisque la tolérance s'accroît à l'usage.

L'intelligibilité est d'abord recherchée, nous l'avons dit, dans des conditions faciles. Un des passages choisis est lu avec une voix normale. Le sourd manipule son potentiomètre et son contrôle tonal de manière à trouver la combinaison qui lui assure une perception claire et distincte du texte.

Si plusieurs appareils répondent à cette exigence, un nouveau texte est lu avec une voix plus faible. Il peut être nécessaire d'augmenter l'amplification. Si aucune position du potentiomètre ne permet l'intelligibilité de la voix faible, l'appareil est éliminé. Dans le cas contraire, on passe à des tests plus délicats et plus précis.

Le parent ou l'ami lit les mots inscrits sur les cartons avec une voix normale. Le sourd manie le potentiomètre jusqu'à ce que les mots lui paraissent forts, sans être gênants. Il répète ceux qu'il comprend et son compagnon établit les pourcentages. On opère ensuite de la même façon avec les séries de mots difficiles. Il est nécessaire de noter ces pourcentages pour que la comparaison entre des appareils essayés dans des magasins différents et quelquefois à des jours différents, ait quelque valeur.

Après ces tests d'intelligibilité, une deuxième épreuve est nécessaire pour vérifier que les modèles retenus comme possibles offrent un fonctionnement satisfaisant dans les cas où l'énergie de sortie est importante. La personne qui accompagne le sourd lui parle avec une intensité moyennement forte. Le potentiomètre est manipulé pour rendre la parole confortable et n'est plus bougé. La voix est alors élevée progressivement jusqu'à devenir très forte. L'appareil est déclaré satisfaisant si la parole reste intelligible et ne devient pas intolérable.

Si un modèle présente un bruit interne important, le malade l'aura remarqué au cours de ces tests et l'aura éliminé. Il est bon toutefois de le mettre en garde contre la confusion possible entre le bruit interne inhérent à l'appareil et l'amplification excessive des bruits de fond. Quand le gain est élevé, la prothèse amplifie forcément tous les sons qui l'atteignent, les bruits du dehors aussi bien que la voix. Il arrive un moment où ces bruits peuvent couvrir la voix. Dans ce cas, il faut voir si une autre position du contrôle de tonalité ne permet pas une élimination relative des bruits de fond ou si un gain un peu moindre ne serait pas suffisant, avant d'éliminer l'appareil comme trop bruyant.

Le poids que l'on doit accorder au jugement du malade sur la qualité du son, varie selon les cas. Quand les tests de mots ne montrent pas une grande différence entre les appareils, le malade est autorisé à choisir celui dont la sonorité lui paraît la plus agréable. Mais si les tests d'intelligibilité indiquent la nette supériorité d'un modèle qui semble moins agréable ou même déplaisant au sourd, c'est celui-là cependant qu'il doit adopter et il faudra insister pour l'en convaincre. Les gens qui ont mal entendu les hautes fréquences pendant un certain temps, sont mauvais juges. Quand les sons aigus sont supprimés, la sonorité leur paraît plus moelleuse ; dans le cas contraire, ils trouvent à la voix et aux instruments de musique des timbres criards, métalliques. Mais l'intelligibilité a plus d'importance que la qualité et le malade s'habitue à la sonorité de sa prothèse comme il s'était habitué à l'audition de sons dénaturés.

Les qualités esthétiques, le prix, le confort des appareils ne devraient intervenir qu'en dernier lieu. Dans ce domaine, l'usager est le seul juge.

Notre sourd ayant choisi un appareil qui lui convient, notre rôle d'otologiste est-il terminé ? Nous ne le croyons pas. Il est indispensable de le conseiller si nous voulons lui éviter des déboires et d'orienter ses efforts pour qu'il tire un plein bénéfice de sa prothèse. Nous laisserons, si bon nous semble, à l'agent qui le lui a vendu, le soin de lui enseigner tous les détails pratiques concernant le fonctionnement de son appareil et le dépistage des pannes. Il n'est pas inutile toutefois que nous puissions, au besoin, répondre aux questions d'un caractère pratique que nous posera notre client. Par exemple, il faudra pouvoir lui dire que l'embout en plastique se lave à l'eau chaude non bouillante et au savon pour que son canal soit toujours parfaitement libre, qu'au cas d'infection du conduit auditif il faudra désinfecter l'embout à l'alcool.

Les fils sont fragiles ; on lui recommande d'en avoir toujours de rechange. L'achat d'un voltmètre pour le contrôle du débit des batteries est également indispensable. La surveillance de ses batteries lui évitera la panne aux moments les plus critiques et lui fera réaliser des économies sensibles. La mesure doit avoir lieu dans des conditions analogues à celles du fonctionnement des batteries quand elles débitent sur l'appareil. Il est donc recommandé d'utiliser un très bon voltmètre (grande résistance), muni, en dérivation sur les bornes, d'une résistance équivalant à celle de la prothèse en action. On a ainsi la valeur exacte de la batterie qui peut être très différente de son voltage à vide, surtout quand elle est usagée. Les fabricants indiquent au-dessous de quel voltage la batterie devient inutilisable. Les batteries récupèrent par le repos. L'arrêt nocturne est insuffisant si l'on emploie l'appareil longtemps dans la journée. En les alternant, on en obtient un meilleur rendement. Le contrôle devra donc se faire après la période de récupération.

Une nécessité dont le sourd se rend moins compte, c'est celle d'un entraînement progressif dans l'usage de son appareil et, chez les grands sourds, d'une coopération des autres sens, tels que la vue et le sens musculaire.

Certaines firmes éditent un fascicule qu'elles remettent au sourd en même temps que la prothèse. Il contient, outre les indications pratiques dont nous avons parlé, des directives pour obtenir une adaptation à la prothèse par étapes successives. Première étape : exercices de conversation avec une seule personne, pendant quelques minutes, puis de plus en plus longtemps, audition de musique par T.S.F. ; deuxième étape : conversations avec deux ou trois personnes et en augmentant la distance à la source sonore (interlocuteur ou T.S.F.) ; puis conversations de groupe, dans le bruit, conférences, théâtre.

Mais c'est là un moyen bien mince chez un sujet avec des troubles importants de l'audition. Un tel malade a besoin d'une éducation spéciale. Tout le monde admet que l'aveugle doive être entraîné au Braille, plus facile à apprendre que la labio-lecture ; on ne voit pas pourquoi le sourd ne bénéficierait pas des mêmes attentions.

Les Américains ont fait pendant la guerre, pour éduquer les soldats sourds appareillés, une expérience qui nous semble pleine d'intérêt.

Ils instituèrent, dans trois hôpitaux militaires, des centres de « military aural rehabilitation » pourvus d'un personnel spécialisé très nombreux : otologistes, ingénieurs acousticiens, professeurs de phonétique, de lecture labiale, d'articulation et leurs moniteurs, ophtalmologistes, neuropsychiatres, psychologues, assistantes sociales, etc...

L'arrivée du malade dans ces centres avait été précédée d'un examen général ne laissant rien au hasard :

examen médical et otologique complet, étude de la surdité avec les tests décrits plus haut, étude de l'état psychique, intellectuel et dépistage des troubles du langage par des tests supplémentaires, enfin examen de la vue. Puis le sourd avait été appareillé par la méthode des tests objectifs.

Le séjour dans le centre de « aural rehabilitation » était, en général, de huit semaines et commençait par des conversations au cours desquelles le sourd était mis au courant des problèmes que pose son état. On lui expliquait franchement ce qu'il pouvait attendre de sa prothèse et on insistait sur l'importance de ses efforts pour obtenir des résultats satisfaisants. On lui apprenait en même temps à manipuler son contrôle de volume et son contrôle tonal. Il était ensuite soumis à des exercices répartis en quatre groupes : l'entraînement à l'audition des sons forts ; l'enseignement de la labio-lecture (speech reading) ; les exercices de discrimination (auditory training), la correction des troubles de la parole (conservation of speech).

L'amélioration de la tolérance aux sons forts s'obtenait facilement par des exercices progressifs en intensité et en durée avec des sons forts, mais supportables. En quelques semaines, on élevait le seuil de tolérance de façon appréciable.

C'est la lecture sur lèvres qui donnait le plus de mal. Le langage parlé est une rapide succession de syllabes composées d'éléments phonétiques dont la prononciation s'accompagne de mouvements des organes phonatoires. Mais un tiers seulement des sons de la parole sont clairement visibles. Heureusement les sons comme « f », « s », « ch », qui sont difficiles à entendre, sont faciles à voir sur les lèvres, et inversement les voyelles brèves, difficiles à voir, sont puissantes et situées dans la zone des basses fréquences, zone conservée par la majorité des sourds. D'autres difficultés viennent encore compli-

quer la tâche du sourd : les différences de prononciation individuelles et régionales, l'enchaînement des mots en groupes de mots, de sorte que la séparation des termes ne se voit pas sur les lèvres. Le sourd est obligé d'interpréter. Il se sert pour cela du contexte, du rythme de la phrase et s'aide beaucoup des expressions du visage et des gestes de son interlocuteur. Indépendamment d'une bonne vue, la labio-lecture exige un tel esprit d'observation et tant d'attention que certains sujets ne l'acquièrent jamais spontanément. Quant à ceux qui ont des aptitudes, on conçoit bien qu'un entraînement méthodique puisse leur économiser beaucoup de temps et d'efforts. La plus grande partie des heures de cours était donc consacrée au « speech reading » et on avait prévu un moniteur pour 8 élèves, au lieu d'un moniteur pour 50 comme pour les autres parties du programme.

On commençait par apprendre à l'élève les détails des éléments phonétiques en les classant d'après les mouvements qu'ils engendrent. Puis on passait des éléments aux mots. L'élève répétait avec le maître des mots dont les consonnes initiales sont les mêmes : box, baby, boy, etc... Les images visuelles, auditives et kinesthésiques de ces sons s'associaient dans son cerveau. Aussitôt après, le professeur prononçait silencieusement (ou derrière une porte vitrée pour qu'on voit sa mimique sans entendre sa voix) le même matériel. L'élève l'observait en essayant d'établir un lien entre ce qu'il voyait et les sensations qu'il avait eues quand il prononçait ces mots à haute voix. Ainsi, aux éléments visuels de la parole, étaient rattachés des éléments moteurs. Sur ce thème fondamental, le professeur multipliait les variations : exercices à voix haute, muets ; exercices sans prothèse, avec prothèse ; exercices dans lesquels le professeur changeait sa position, de face, de profil. A la fin des films spéciaux alternativement muets

et sonores, des saynètes et des sketches interprétés par plusieurs actrices, l'entraînaient à la labio-lecture dans les cas de conversation de groupe.

La prothèse, en apportant un supplément d'éléments phonétiques intelligibles, aide considérablement la labio-lecture et vice-versa.

L'entraînement auditif (auditory training) est destiné à rendre au sourd sa capacité de discrimination. Il savait autrefois distinguer les sons les uns des autres, mais cette faculté s'est obscurcie faute de pouvoir s'exercer.

Les premiers exercices consistaient à entraîner l'élève à distinguer des syllabes établies par paires comme moo-loo, mee-lee. Le sujet répétait ce qu'il entendait ; s'il commettait une erreur, la même paire était redite plusieurs fois. Puis on passait aux paires de mots analogues, tels que make-lake, sail-same ; ensuite à de courtes listes de mots comme nice, nurse, nine... Le professeur lisait chacune des listes dans un ordre quelconque. L'élève les avait sous les yeux et numérotait les mots dans l'ordre où il croyait les entendre. Aux mots succédaient les phrases, les anecdotes, les descriptions.

Dans les cas graves, où le malade avait perdu jusqu'au pouvoir de distinguer le sens des bruits journaliers, on se servait des disques utilisés couramment dans les studios de radiophonie pour les fonds sonores.

Les cours se terminaient par des exercices de discrimination dans les conditions difficiles de la vie : avec un bruit de fond important, avec une transmission électro-acoustique des sons par T.S.F., par un appareil de sonorisation de salle, par le téléphone.

La quatrième partie du programme visait à corriger les troubles de la parole, s'ils existaient, et à enseigner à tous les sourds les moyens de conserver une bonne articulation (conservation of speech).

Nous n'entrerons pas dans les détails de la correction

des fautes d'articulation. Il s'agissait de réapprendre au malade la position correcte de ses organes phonatoires, puis de l'entraîner à associer au contrôle auditif de sa voix le contrôle kinesthésique. Pour cela, il commençait par apprendre les particularités kinesthésiques de chaque élément phonétique, puis les sensations physiques associées au contrôle correct de la mélodie, du rythme et de l'intensité du langage.

Si l'on en croit les Américains, les résultats de ces rééducations, qui portèrent sur plus de 14.000 sujets, furent très satisfaisants. Norton Canfield et Leslie E. Morrisset qui, dans « *Hearing and deafness* », décrivent le fonctionnement des trois centres, concluent : « Naturellement, quelques hommes n'étaient pas enthousiastes au début pour suivre les cours de restitution de l'audition et ils auraient préférés ou retourner dans le service actif ou être réformés immédiatement. Mais à leur départ, presque tous étaient convaincus de la valeur de l'entraînement subi. Ceux qui avaient suivi les cours quelque temps, contribuaient grandement à dissiper les doutes des nouveaux venus sur les fruits et les services à en attendre... »

Un pareil programme de rééducation ne peut être mené correctement à bien que par un ensemble de spécialistes et demande des moyens financiers que nous ne possédons pas. Même aux Etats-Unis, de tels centres n'existent pas pour les civils. Nous ne sommes pas sûrs d'ailleurs qu'un aussi grand luxe de moyens soit nécessaire. Mais nous devons retenir de ces expériences qu'elles confirment l'utilité d'une éducation du sourd appareillé. L'otologiste s'en inspirera pour diriger son malade. Le plus important est l'acquisition de la labio-lecture. Même à un sujet peu sourd, si la marche de la surdité est progressive, il recommandera de s'entraîner immédiatement à la lecture sur lèvres et au contrôle de son langage tant qu'il peut encore entendre facile-

ment ses interlocuteurs et sa propre voix. Ainsi, au fur et à mesure que son audition baissera, les fonctions de suppléance créées viendront automatiquement compenser cette déficience.

Il existe en langue anglaise des ouvrages qui peuvent guider le sourd et son entourage quand il n'y a pas de spécialiste à proximité. Ce sont, par exemple : « Voice and articulation drillbook », Fairbanks C. — « Speech reading Jena method », Bunger A.-M. Espérons que notre meilleure connaissance des besoins du sourd et le développement des prothèses électroniques nous inciteront à notre tour, en France, à trouver nos propres solutions à ce problème. Déjà, nous pouvons annoncer la parution prochaine d'un ouvrage de labiologie.

Enfin, si l'otologiste a devant lui un malade désorienté, malheureux, il complètera la liste de ses recommandations par quelques conseils de bon sens destinés à aider son client à se réadapter à la vie sociale. Il lui expliquera la cause de sa dépression. Il l'incitera à sortir de son isolement, à se tenir au courant de tout ce qui intéresse son milieu social, à faire lui-même l'éducation des gens avec qui il est en contact ; qu'il les mette à l'aise, qu'il leur dise que le mieux est de lui parler d'une voix calme et de face, qu'il demande qu'on lui indique le thème de la conversation quand il arrive au milieu d'une conversation de groupe. Comme tout infirme, le sourd n'évitera la solitude qu'au prix d'un effort constant pour vaincre son infériorité et mener la vie des individus de son milieu.

Pour juger des résultats obtenus actuellement avec l'appareillage des sourds, nous apporterons différents témoignages. Nous rappelons que sur 2.216 soldats de la marine américaine, 6 seulement ne tirèrent aucun bénéfice de leur appareillage (Naval medical bulletin, mars 1946, p. 330). Certains cependant avaient des surdités profondes. Toutes n'étaient pas dues à des causes de

guerre, mais existaient avant l'incorporation dans les armées. Il convient de remarquer toutefois qu'il s'agissait uniquement d'adultes. Cette statistique ne vaut donc pas pour un ensemble qui comprendrait des enfants et des vieillards, les catégories les plus difficiles à appareiller.

Les Anglais, au cours des expériences de l' « Otological research unit », examinèrent 250 sourds de toutes catégories. Une proportion notable était des gens âgés, avec des pertes très sévères, 90 db et plus. On leur essaya un modèle standard établi à la suite des recherches que nous décrirons dans le chapitre suivant. Chez 202 d'entre eux (80,8 %) la prothèse rendit la parole intelligible. Les auteurs du rapport estiment que parmi les 19,2 % constituant le déchet, un petit nombre eût probablement obtenu des résultats avec des appareils plus poussés dans leurs performances électro-acoustiques. Quant aux autres, ils ne pouvaient attendre d'une prothèse quelconque une restitution de l'intelligibilité par suite d'une dégénérescence importante de leur oreille interne.

Les résultats observés par le Docteur Caussé corroborent ces expériences anglo-saxonnes. Ses conclusions, dans l'article des Annales O R L précédemment cité, peuvent ainsi se résumer : il est exceptionnel de rencontrer un sujet qui ne puisse être substantiellement amélioré à l'aide d'un appareil amplificateur ; dans les cas de surdités chroniques, progressives notamment, quelque soit le degré et le type de surdité, le sujet tire toujours un bénéfice de l'emploi d'une prothèse. Ce bénéfice n'est d'ailleurs pas toujours prévisible d'après l'audiogramme.

Nous n'avons pu nous livrer à l'investigation personnelle que nous aurions désirée faute de disposer d'une installation de tests et faute d'avoir trouvé à l'hôpital, parmi les malades à qui nous avons conseillé l'essai

d'une prothèse électronique, des personnes assez fortunées pour en assumer les frais d'achat et d'entretien. Nos malades ou se sont rabattus sur l'appareil à charbon, ou sont restés privés de tout secours.

Mais nous avons examiné les observations publiées par le Docteur Caussé dans les Annales d'O. R. L. de mars-avril 1948, celles que notre chef de clinique, le Docteur P.-L. Klotz, a eu l'amabilité de nous remettre, ainsi que les dossiers des malades que nous avons vu appareiller à Bruxelles. Nous avons également prié certains de nos malades de la consultation O. R. L. de l'hôpital Lariboisière d'aller essayer des appareils, tout en sachant que leurs moyens financiers ne leur en permettrait pas l'achat, et de venir nous dire ce qu'ils en pensaient.

Nous sommes arrivée aux constatations générales suivantes. Les surdités dont la courbe audiométrique est sensiblement horizontale avec une conservation relativement bonne de la C. O. sont celles qui obtiennent le plus grand bénéfice. La prothèse peut procurer dans ces cas un gain maximum allant jusqu'à 55 db (Observation n° 1). D'une façon plus générale, tous les sourds de la transmission sont facilement appareillables. Or, les Anglais trouvèrent que 65 % de leurs 250 malades étaient des sourds de la transmission. Même les surdités mixtes obtiennent des résultats remarquables si les fréquences élevées ne sont pas trop atteintes : 50 db de gain maximum dans l'Observation n° 2, et l'Observation n° 4 montre un sujet atteint de surdité à peu près complète à l'oreille nue, devenu capable de suivre parfaitement la conversation avec sa prothèse. Ces bons résultats sont obtenus même lorsque la perte en décibels pour les sons purs est élevée. Dans les trois observations signalées, les pertes moyennes oscillaient entre 60 et 80 db.

Les malades qui n'ont pu être appareillés sont, comme

nous l'avions annoncé dans nos contre-indications : premièrement, ceux qui avaient perdu la perception de tous les sons purs ou presque, quelle que fût l'intensité fournie. Ce fut notamment le cas d'un vieillard amené par sa fille aux Etablissements Brasseur. Il ne comprenait plus rien que par labio-lecture et l'audiomètre au maximum de sa puissance n'arriva pas à vaincre sa surdité. Deuxièmement, ce sont ceux qui n'ont de restes auditifs que dans les basses fréquences de 128 à 1000 C, cas de l'observation n° 9. Ce sont enfin certains malades dont l'audiogramme indiquait une surdité sévère et qui n'ont pu supporter une amplification suffisante. Leur tête « résonne » ou « vibre », pour utiliser leurs propres termes, très désagréablement dès qu'on accroît le gain acoustique. Quelques-uns d'entre eux auraient sans doute pu, par un entraînement bien conduit, s'habituer à une prothèse et en tirer profit ; ou bien, souffrant de surdité de confusion, ils entendent mais ne comprennent pas.

Nous avons constaté que des malades atteints de bourdonnements et de vertiges, ont obtenu malgré cela une intelligibilité satisfaisante et bien supporté leur prothèse.

L'influence de la labio-lecture sur les courbes d'articulation est absolument démonstrative. Chaque fois qu'elle existe, elle recule les courbes vers la gauche, faisant gagner 10 à 15 db au niveau du 50 % d'intelligibilité et, chose plus intéressante encore, elle améliore très nettement le maximum de pourcentage dans les cas d'altération des hautes fréquences. Les observations n° 2 et n° 3 en sont un exemple frappant.

Pour brosser un tableau complet des effets de la prothèse électronique, il faut ajouter aux résultats objectifs les impressions des gens appareillés. Sauf le cas d'une femme âgée de 63 ans, à surdité sévère, appareillée sans aucune précaution (on lui a vendu un « tout-

en-un », sans même établir un audiogramme, en lui faisant miroiter l'espoir qu'elle suivrait des conversations de groupe), les éloges ont été unanimes. Les sourds, aussi bien que leur entourage, déclarent leur vie transformée. Ils téléphonent le jour même à leur otologiste ou lui écrivent des lettres enthousiastes pour le remercier. Ceux qui peuvent analyser leurs impressions vantent le « confort » de leur appareil et la « pureté du son ». Nous citons dans le chapitre des observations quelques-uns de ces témoignages.

Dès maintenant, l'emploi des prothèses électroniques est capable de révolutionner la vie de la plus grande partie des sourds.

Les résultats ne sont cependant pas parfaits. Les appareils actuels, nous l'avons vu, présentent encore des taux de distorsion non négligeables, altérant l'intelligibilité et la qualité de la parole. On peut donc espérer, en améliorant leurs performances acoustiques, diminuer le nombre des sourds qui restent sans secours. Les batteries sont, pour les surdités importantes, trop lourdes, trop encombrantes. Elles demandent à être renouvelées souvent. Leur entretien est coûteux. Enfin le prix d'achat de tels appareils, déjà élevé pour un Américain, pour un Français est bien souvent prohibitif. L'évolution de la prothèse auditive n'est donc pas close.

Des expériences pratiquées récemment aux U.S.A. et en Angleterre, nous permettent déjà d'entrevoir dans quel sens se feront les progrès des performances acoustiques et comment se simplifiera alors le problème de l'appareillage des sourds.

CHAPITRE V

Caractéristiques idéales d'une prothèse électronique

L'appareillage de l'avenir

La floraison des modèles jetés sur le marché et leurs imperfections incitèrent Américains et Anglais, séparément, à étudier par des méthodes scientifiques, la valeur de ces appareils et à déterminer les caractéristiques idéales que les constructeurs devraient chercher à réaliser à l'avenir.

C'est à la demande du Ministère de la Santé que le « Medical Research Council » anglais entreprit ses travaux. Son but principal était de trouver les caractéristiques de construction de l'appareil aussi peu coûteux que possible qui permettrait d'équiper le demi-million d'adultes anglais souffrant de surdité. Son deuxième objectif visait à donner les plans d'un audiomètre satisfaisant. En 1947, un rapport fut publié, qui fournissait, outre la réponse concernant l'audiomètre-type, les performances idéales d'une prothèse auditive et le plan d'un prototype construit par le Comité de manière à remplir ces conditions le mieux possible. Nous avons

déjà mentionné, au chapitre IV, les résultats obtenus avec ce prototype.

Aux U.S.A., sous la direction de HALLOWELL DAVIS, des travaux du même genre furent faits à l'Université d'HARVARD. Ils firent l'objet d'un rapport publié dans le « *Laryngoscope* » de mars et avril 1946 et de l'ouvrage intitulé « *Hearing aids, an experimental study of design objectives* ».

La première partie du rapport est consacrée à l'étude des appareils en vente et des tests d'appareillage ; la deuxième, à l'exposé des expériences qui servirent à déterminer les spécifications idéales d'une prothèse acoustique.

On partit dans les deux pays du postulat que l'objectif principal d'un tel appareil est de rendre la parole intelligible. Le principe de base de l'expérimentation consistait donc à construire des circuits électriques amplificateurs variables et un système de transmission de la parole de haute qualité. On modifiait les circuits électriques de manière à faire varier la courbe de réponse, le gain total et le maximum de rendement à la sortie. Avec chacun de ces circuits, préalablement essayé sur des sujets normaux, on transmettait à des sourds des listes de mots et on dressait les pourcentages d'intelligibilité. On complétait ces tests objectifs par un test de qualité : avec chaque combinaison électrique, le malade écoutait des phrases dans le calme et donnait son opinion sur la qualité du son.

Les Américains choisirent pour leurs expériences dix-huit hypoacousiques, neuf hommes et neuf femmes de dix-sept à soixante-dix ans, offrant un échantillonnage de toutes les surdités (transmission, nerveuse, mixte), et à tous les degrés. Ces sourds étaient d'intelligence normale et possédaient une certaine culture.

Les Anglais étudièrent à Londres cent vingt-cinq sujets représentant scrupuleusement et sans triage le

tout-venant de la consultation du National Hospital, et à Manchester soixante-trois malades dont beaucoup fréquentaient les classes de labio-lecture. Ces derniers étaient en moyenne très sourds : leur perte atteignait parfois 90 db de moyenne sur la bande 500-4.000 C. Les premiers étaient moins sourds dans l'ensemble et représentaient une variété plus grande de surdités.

Aussi bien en Angleterre qu'aux U. S. A., un dossier fut établi pour chaque malade après examen général, otologique et audiométrique.

L'installation électro-acoustique comprenait essentiellement les mêmes éléments que ceux que nous avons examinés au chapitre II, mais le bloc amplificateur comportait des filtres multiples, passe-haut, passe-bas, passe-bande, et toutes les ressources scientifiques furent mises en œuvre pour obtenir une tenue expérimentale parfaite.

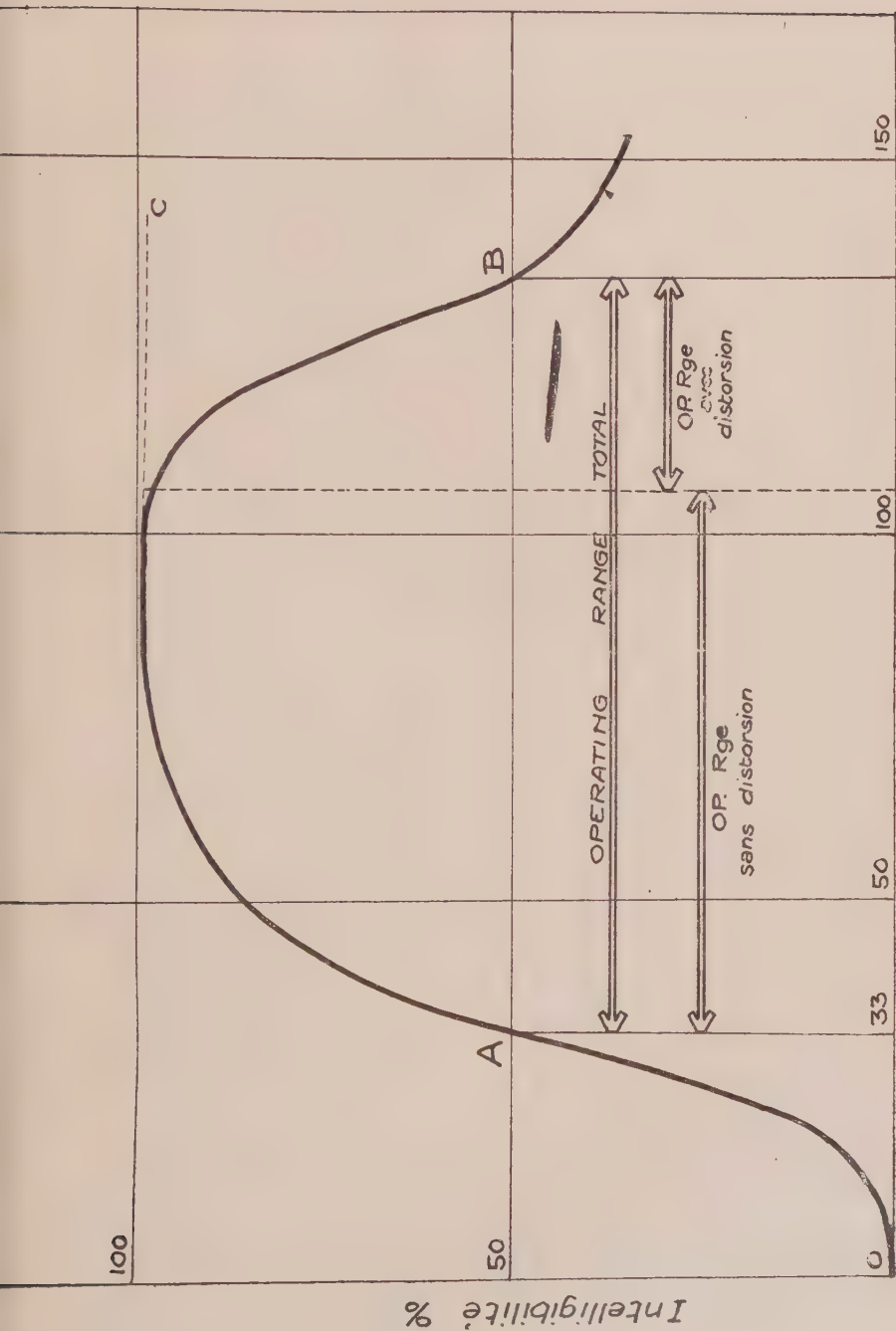
Les courbes de réponse étaient, pour l'essentiel, une courbe absolument uniforme entre 100 et 7.000 C, des courbes à pente systématique réduisant soit les basses, soit les hautes fréquences et enfin une courbe comportant une importante limitation de la bande des fréquences à ses deux extrémités.

Les Américains s'intéressèrent beaucoup également à la limitation du maximum de rendement à la sortie. Ils essayèrent deux systèmes : un « symmetrical peak-clipping » à trois niveaux, 114 db, 124 db et 134 db, et la « compression amplification ». Alors que dans le premier système les ondes sont écrêtées dès qu'elles atteignent le niveau limite choisi, dans le second, au contraire, le gain de l'instrument se réduit automatiquement quand les ondes sonores atteignent le niveau choisi : par exemple, au-dessus d'un certain niveau, la puissance de sortie n'augmente que de 3 db pour une augmentation de 30 db à l'entrée. La forme des ondes

est mieux respectée ; elles sont tassées au lieu d'être décapitées.

On se servit dans les deux pays des listes P. B. En Amérique, si les listes P. B. se montraient trop difficiles pour fournir un haut pourcentage, on les remplaçait par les X-lists, plus simples. Dans le cas contraire, on prenait les S. C. C. lists composées de logatomes, ou bien on mélangeait un bruit standard aux mots des listes P. B. Les tests étaient faits à la position du contrôle de volume qui donnait l'impression du confort.

Les Américains ne se contentèrent pas d'obtenir la courbe d'articulation jusqu'au plateau défini par le maximum de pourcentage. Disposant d'un appareil plus puissant que les Anglais, ils étudièrent également la perte d'intelligibilité due au fonctionnement du peak-clipping pour des niveaux d'entrée de plus en plus élevés. Ils obtinrent des courbes ayant en gros l'aspect de la figure 7.



Décibels Entrée

Fig. 7

Ils donnent à la courbe complète le nom « d'operating range » total et la divisent en deux, une partie sans distorsion et une partie avec distorsion. On mesure commodément l'intelligibilité totale, correspondant à la courbe de réponse étudiée, en évaluant l'operating range AB de la figure 7. Au point A on a 50 % d'intelligibilité. Le niveau d'entrée augmentant, l'intelligibilité augmente. Puis le peak-clipping entrant en action, l'intelligibilité s'abaisse à nouveau, et repasse par la valeur 50 % au point B.

A ces tests d'articulation, les Américains ajoutèrent, pour neuf sourds qui s'en montrèrent capables, des tests d'equal loudness contour. On dressa la courbe d'equal loudness à 100 db pour chaque oreille. On espérait ainsi déceler entre le contour obtenu et la courbe de réponse donnant la meilleure intelligibilité un rapport qui confirmerait expérimentalement les vues de KNUDSEN et WATSON. Une deuxième série d'expériences fut destinée à étudier la valeur respective des différentes courbes de réponse par la méthode de l'égalité des loudness. Le malade choisissait le niveau auquel la parole continue avait le « loudness » (intensité-subjective) le plus confortable avec la courbe uniforme. Puis on changeait le type de courbe en laissant le même niveau de parole. On priait le malade de retrouver le même loudness le plus confortable. Le nombre de décibels dont il faudrait diminuer ou augmenter le gain mesurerait la supériorité ou l'infériorité de la courbe filtrée par rapport à la courbe uniforme.

Nous ne discuterons pas la valeur théorique de ces tests et nous n'insisterons pas sur les précautions prises pour leur garder une rigueur scientifique. Signalons simplement que les tests furent multipliés et qu'on procéda à l'analyse statistique des données obtenues.

Les résultats publiés à la suite de ces expérimenta-

tions anglaises et américaines reflètent les conditions dans lesquelles elles furent faites.

Dans les deux cas on étudia avec des moyens suffisants la forme optima de la courbe de réponse et les conclusions concordent, quoique le choix du matériel expérimental humain ait été différent. Mais les Américains, comme on l'a vu, poussèrent plus loin leurs recherches et purent donner un tableau plus complet des spécifications acoustiques désirables.

La courbe de réponse qui procura la meilleure intelligibilité pour la presque totalité des sourds examinés par les Anglais fut la courbe uniforme. Quelques sourds améliorèrent leur intelligibilité par une augmentation relative des hautes fréquences, d'autres par une diminution relative des basses à partir de 750 C. Si la diminution des basses commençait avant 750 C on notait une perte d'intelligibilité. La suppression des fréquences au-dessus de 4.000 C n'était pas gênante. Les Anglais en conclurent qu'il suffirait de construire un seul instrument standard dont le contrôle de tonalité donnerait une des deux courbes suivantes : jusqu'à 750 C augmentation régulière des fréquences à raison d'environ 12 db par octave et, à partir de 750 C, deux possibilités, soit une courbe uniforme, soit un accroissement lent et linéaire de l'amplification (fig. 8).

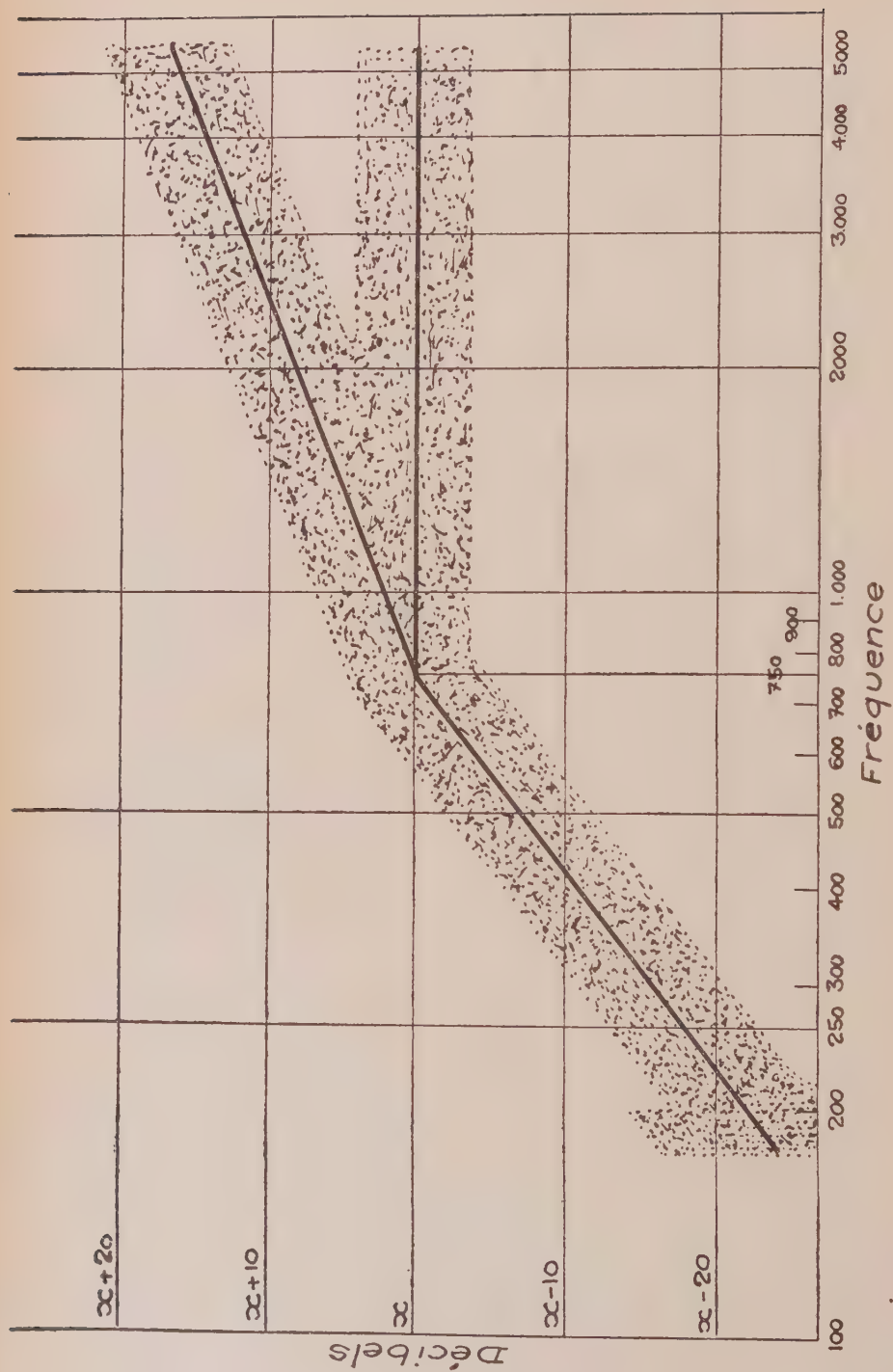


FIG. 8

L'atténuation relative des basses fréquences au-dessous de 750 C dans les deux cas, n'a pas une raison otologique, mais facilite la construction : l'expérience a montré que cette disposition n'altère pas l'intelligibilité.

Les Américains aboutissent à la même conclusion : un seul instrument avec contrôle de tonalité pourra répondre à tous les besoins.

En effet, les meilleures courbes d'intelligibilité et les plus larges operating ranges ont été obtenus avec deux courbes types : la courbe uniforme et une courbe donnant une augmentation linéaire du gain, des basses vers les hautes, à raison de 6 db par octave, appelée courbe H. P. 6. Si l'on étudie le détail de leurs résultats, on constate qu'en ce qui concerne les pourcentages d'articulation, les deux courbes donnèrent un bénéfice équivalent. Sur 25 oreilles testées, 28 % seulement montrèrent de nettes différences. La courbe H. P. 6 marquait en général une supériorité chez les sujets à pertes sévères portant particulièrement sur les hautes fréquences, et la courbe uniforme chez les sujets à perte uniforme.

Les coupures aux extrémités de la bande confirmèrent les observations anglaises : la réduction de la bande au delà de 4.000 C, n'altéra les performances chez aucun sujet. La limitation à 500 C au lieu de 100 ou 250 améliora les performances de cinq sujets sur sept et n'influença pas celles des deux autres qui avaient une perte des basses fréquences. La réduction de la bande à un seul octave, de 1.000 à 2.000 C abaissa considérablement les pourcentages pour huit sujets sur neuf.

Une combinaison de la courbe uniforme et de la courbe H. P. 6 ne montra pas d'avantage significatif sur les deux autres.

Quand on introduisait du bruit dans les tests, la courbe uniforme et la H. P. 6 donnaient encore un pourcentage d'intelligibilité de 85 à 80 % tandis qu'avec les autres types de courbes le maximum d'intelligibilité

tombait. L'emploi de logatomes conduisait au même résultat.

Si l'on considérait l'operating range total, H. P. 6 était incontestablement la meilleure dans neuf cas. Elle avait le numéro 1 à égalité avec d'autres courbes dans vingt-deux cas. La courbe uniforme était jugée supérieure à toutes les autres dans deux cas et avait le numéro 1 dans quinze cas. Quand la limitation de sortie se faisait par peak clipping, la réduction de l'operating range était plus importante avec les courbes passe-bas qu'avec les passe-haut. Avec la courbe uniforme, un peak clipping important (40 db par exemple) donnait encore une parole intelligible, mais de qualité très altérée. La parole était moins altérée avec H. P. 6. Par contre l'influence du bruit sur l'operating range avec la courbe H. P. 6 était plus néfaste qu'avec la courbe uniforme.

Quand on remplaçait le « peak clipping » par la « compression amplification », non seulement le pourcentage d'articulation était plus élevé, mais l'operating range devenait pratiquement infini. Après le plateau, la courbe ne redescend plus mais reste horizontale, (fig. 7) avec les courbes uniforme et H. P. 6.

Toutes ces expériences confirmèrent donc la supériorité de la courbe uniforme et de la courbe dont le gain croît de 6 db par octave, des basses vers les hautes fréquences.

Les tests de loudness apportèrent des renseignements d'un intérêt à la fois théorique et pratique. Ils montrèrent que le niveau de loudness le plus confortable, donc celui où le sourd écoute le plus volontiers, coïncidait pour quinze sourds sur seize avec le plateau de l'operating range de la courbe de réponse uniforme. Ce fait justifia l'importance que les Américains attachent aux tests concernant les parties supérieures de l'aire auditive. On constata, comme nous l'avons signalé au chapitre II, que les courbes d'equal loudness au niveau

confortable se rapprochaient de la courbe régulière et presque horizontale de l'homme normal, sauf dans les cas de surdités très sévères.

Mais la vue de l'equal loudness contour à ce niveau, pas plus que celle de l'audiogramme, ne permet de pronostiquer la courbe de réponse convenant au malade. En effet, chaque fois que l'equal loudness contour semblait réclamer une augmentation relative des basses fréquences, les courbes passe-bas ne donnaient pas de bon résultat et on observa un cas où la courbe H. P. 6 fournit un meilleur operating range alors que l'equal loudness uniforme semblait appeler une courbe de réponse uniforme.

Quant à la deuxième série d'expériences qui consista à obtenir un loudness égal avec les différentes courbes de réponse de l'appareil d'étude, elle confirma la supériorité de la courbe uniforme. Les diminutions du gain par rapport à cette courbe furent très rares. Il fallait presque toujours accroître l'intensité d'un certain nombre de décibels, variant de 2 à 10 db, appelé « loudness deficit ». Autrement dit, pour avoir avec une courbe filtrée la même impression d'audition facile, confortable qu'avec la courbe uniforme, il fallait une amplification plus grande. Ce furent les courbes passe-bas qui accusèrent les plus grands « loudness deficit ». On constata une fois de plus qu'à ce niveau il y avait peu de différence entre l'homme normal et le sourd, car les valeurs moyennes du loudness deficit étaient pratiquement les mêmes pour les deux et elles n'avaient aucune espèce de relation simple avec le type d'audiogramme de l'oreille testée.

Deux conclusions se dégagent de l'étude du « loudness » : 1° prendre les equal loudness contours au niveau confortable comme guide dans l'appareillage du sourd serait une erreur ; 2° les performances établies sur la base des equal loudness maintiennent les posi-

tions de la courbe de réponse uniforme et de la courbe H. P. 6.

Le test de qualité confirma la supériorité de ces deux courbes. Les malades furent chargés de donner un numéro aux différentes courbes, par ordre de mérite. Souvent ils avaient du mal à faire leur choix et classaient ex-aequo deux ou trois courbes. La courbe H. P. 6 eut le numéro 1 douze fois sur vingt-trois et la courbe uniforme l'obtint dix-neuf fois sur vingt trois. Les autres furent peu appréciées. Donc, qualité et intelligibilité coïncident dans l'ensemble, avec cependant des divergences dans le détail : ce n'était pas toujours celle des deux courbes qui avait donné la meilleure intelligibilité pour l'oreille testée qui était choisie pour sa qualité.

La publication des rapports anglais et américain a eu un retentissement considérable car les résultats qu'ils apportent battent en brèche la théorie de l'amplification sélective considérée jusque là comme la base de l'appareillage par les prothèses électriques. Il faut cependant se rendre à l'évidence : avec des montages électro-acoustiques fournissant des courbes de réponse parfaitement systématisées, c'est la courbe acoustique théoriquement la meilleure pour l'homme normal, la courbe uniforme, qui est aussi la meilleure pour la grande majorité des sourds.

Sur cette courbe ne l'emporte, et seulement dans quelques cas, qu'une courbe offrant un petit accroissement des hautes fréquences. Ceci s'explique si l'on songe que dans la parole les voyelles, qui sont les éléments phonétiques donnant les pics les plus élevés, siègent surtout dans la bande comprise entre 250 et 750 C. Les sons de plus haute fréquence dans la parole ont des amplitudes plus basses en moyenne. Si l'amplification est uniforme, les voyelles sont écrêtées ou comprimées les premières pendant que les faibles fricatives, composées de fréquences plus élevées, passent encore sans

distorsion. Avec une courbe favorisant modérément les aigües, les hautes fréquences sont proportionnellement plus amplifiées que les basses. Si le peak-clipping est modéré, les voyelles auront été peu écrêtées avant que les fricatives aient pu être perçues et nous n'aurons plus cette distorsion prédominante des voyelles, caractéristique de l'action de la courbe uniforme. Avec H. P. 6, les Américains ont observé que l'effet du peak-clipping sur les consonnes les plus fortes (le *sh* et le *ch*, par exemple *shoe*, *bench*.) apparaît en même temps que son effet sur les voyelles. De cette façon, les relations normales entre les différentes fréquences de la parole ne sont pas modifiées.

Les courbes passe-bas au contraire exagèrent la distorsion en favorisant les basses fréquences.

Si la courbe augmente trop les fréquences aigües, l'effet cherché est dépassé : on inverse le phénomène et ce sont les consonnes qui sont écrêtées les premières.

Une courbe parfaitement uniforme et une courbe croissant linéairement et lentement dans les hautes fréquences sont si difficiles à obtenir dans un appareil portable que les Anglais eux-mêmes dans leur prototype ne les ont pas réalisées exactement.

Il eût donc été intéressant de pouvoir indiquer dans quelles limites les constructeurs pouvaient s'éloigner de la courbe idéale. Ni les Anglais, ni les Américains n'ont pu le déterminer.

Les Anglais conseillent de ne pas dépasser une zone hachurée dont nous avons reproduit l'aspect sur la figure 8. Elle indique les limites des pics et des vallées du système électroacoustique entier (microphone, amplificateur, récepteur).

Les Américains de leur côté écrivent : « Il semble que le « pourcentage n'est pas altéré tant que la courbe « ne s'écarte pas beaucoup (*very greatly*) du contour « régulier ». Avec des courbes présentant des pics.

et des vallées ou des bandes étroites de fréquences, « de petites différences peuvent être importantes. Au fur et à mesure qu'on s'approche du type souhaitable de courbe régulière, les petites variations dans la courbe deviennent probablement de moins en moins importantes ».

Les tests faits avec les meilleurs appareils du commerce, aussi bien en Angleterre qu'aux U. S. A. confirmèrent ces résultats : ceux qui donnaient les meilleurs pourcentages d'intelligibilité étaient ceux dont la courbe de réponse se rapprochait le plus des deux courbes théoriques. Même au point de vue de la qualité, les appareils d'expérience furent dans l'ensemble préférés par les malades à leurs propres appareils. Pourtant les sourds s'habituent aux distorsions de leur prothèse et souvent aiment mieux leur son criard et déformé qu'un son plus naturel dont ils n'ont pas l'habitude.

Les autres spécifications acoustiques qui résultèrent de ces expériences ne révolutionnent pas, mais précisent les performances à réaliser.

Si nous ajoutons à ces spécifications celles qui sont évidentes, comme l'amplification linéaire et l'absence de bruits internes, nous pouvons résumer ainsi les caractéristiques de l'appareil idéal, tel qu'on le conçoit actuellement.

1°) Deux courbes de réponse fréquence/amplification sont recommandées :

- a) une courbe uniforme s'étendant de 300 à 4.000 C.
- b) une courbe réalisant un accroissement linéaire de l'amplification à raison de 6 db par octave sur la même largeur de bande.

Ces courbes devant garder leur forme et leur régularité au gain maximum aussi bien qu'aux niveaux ordinaires de fonctionnement.

Un contrôle de tonalité variable permettant le choix entre ces deux courbes sur le même appareil est préféré.

rable : le malade peut trouver avantage à varier le contrôle de tonalité suivant les circonstances de l'audition. (Volume et nature du bruit ambiant, par exemple.)

2°) Tous les appareils devront présenter une limitation du maximum de rendement à la sortie. Elle se fera de préférence par compression-amplification, sinon par simple peak-clipping symétrique. Un ajustement semi-permanent ou des modèles séparés offriront des limites variables à 110, 114, 120, 126 et 132 db au-dessus de 0,0002 dynes/cm².

3° Le gain acoustique total (ou amplification totale) le plus bas sera de 30 à 40 db ; le plus élevé de 80 db.

Il est désirable de construire deux ou trois modèles séparés pour que le sujet moins sourd puisse acheter un appareil moins coûteux et moins encombrant.

Un contrôle de volume permettra d'augmenter l'amplification de façon continue ou par bonds suivant une échelle sensiblement logarithmique sur une étendue de 40 décibels.

4° Le bruit interne ne devra pas masquer, pour une oreille normale, la parole émise à un niveau de 10 db au-dessus du seuil d'intelligibilité de cette oreille sans appareil.

Il est évident que la réalisation de ces performances idéales simplifierait beaucoup le problème de l'ajustage de la prothèse électronique.

Le choix entre les deux courbes serait simple : ou bien elles seraient réalisées par deux modèles différents et il suffirait d'essayer ces deux modèles ; ou bien, ce qui est souhaitable, le même modèle offrirait ces deux possibilités et le malade apprendrait à l'usage à utiliser l'une ou l'autre suivant les circonstances.

Il resterait à chercher le gain acoustique total nécessaire, (l'audiogramme, nous l'avons vu, fournit une indication valable), et le maximum de l'énergie à la sortie possible sans atteindre le seuil de tolérance du malade.

Ce serait-là le point le plus important. Cette recherche est relativement facile et rapide. Avec ces deux données, on choisirait parmi les quelques modèles celui qui fournirait à la fois une amplification et un niveau de limitation convenables, ou bien on ferait l'ajustement semi-permanent approprié pour limiter la puissance au niveau voulu. Si le seuil était anormalement bas, on tiendrait compte de la possibilité d'une accoutumance aux sons forts avant de procéder à l'ajustement final.

Dans l'avenir donc, le choix entre les appareils deviendrait de plus en plus le choix entre des détails de construction : poids, dimensions, aspect extérieur et prix.

Mais on devra toujours expliquer clairement aux sourds que l'appareil le plus perfectionné ne fournit pas dans tous les cas des résultats entièrement satisfaisants. Aucun instrument ne peut remplacer des cellules sensorielles ou des fibres nerveuses détruites.

L'entraînement auditif et surtout la labio-lecture garderont toute leur importance dans les surdités sévères.

OBSERVATIONS

OBSERVATION N° 1 (Bruxelles).

Madame D. K..., âgée de 62 ans, est sourde depuis l'âge de 14 ans. Sa surdité a peu évolué. Elle ne présente ni bourdonnements ni vertiges. Elle n'entend pas mieux au téléphone ni dans le bruit, contrairement à ce que l'on laisserait attendre l'audiogramme.

L'audiogramme est en faveur d'une surdité de transmission pure : conduction osseuse bien conservée ; la perte par conduction aérienne est importante, entre 75 et 80 db. mais sans atteinte élective des hautes fréquences (courbe horizontale de 256 à 1024, se relevant un peu de 1024 à 5000). La surdité est sensiblement égale des deux côtés.

L'audiogramme avec appareils montre la supériorité d'un modèle A.

La courbe d'articulation oreilles nues se situe dans la zone de la voix criée, à 65 db au-dessus du niveau des 50 % d'intelligibilité chez l'homme normal. L'appareil A, sans labio-lecture, ramène la courbe d'articulation à 20 db au-dessus du niveau normal, donc dans la zone de la voix normale, et avec labio-lecture à 10 db. Il permet un pourcentage d'intelligibilité maximum de 95 %.

L'« operating range » est large (50 db aux intensités moyennes). Le seuil de tolérance est à un niveau normal.

Cette femme, malgré son âge et sa perte auditive importante, retrouve une audition quasi normale avec sa prothèse.

OBSERVATION N° 2 (Bruxelles).

M. D..., 44 ans, est sourd depuis l'âge de 34 ans. Il a des bourdonnements et des vertiges. Il n'entend pas au téléphone. Il n'a pas de paracousie de Willis.

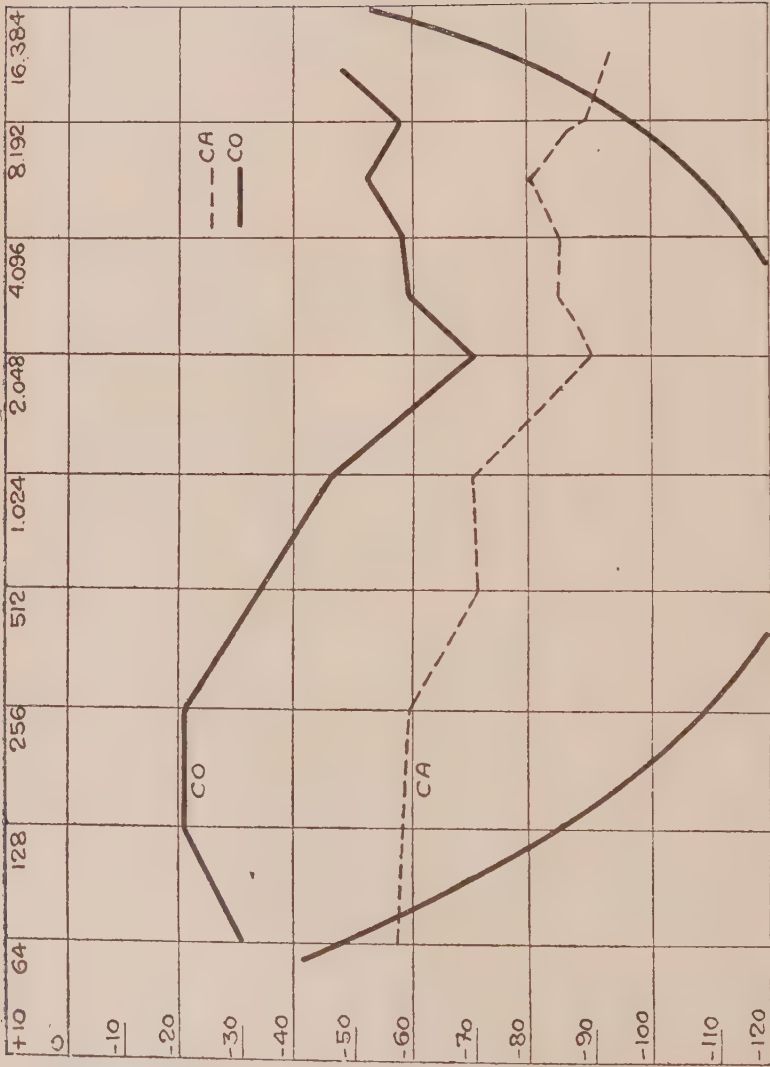


Fig. 9

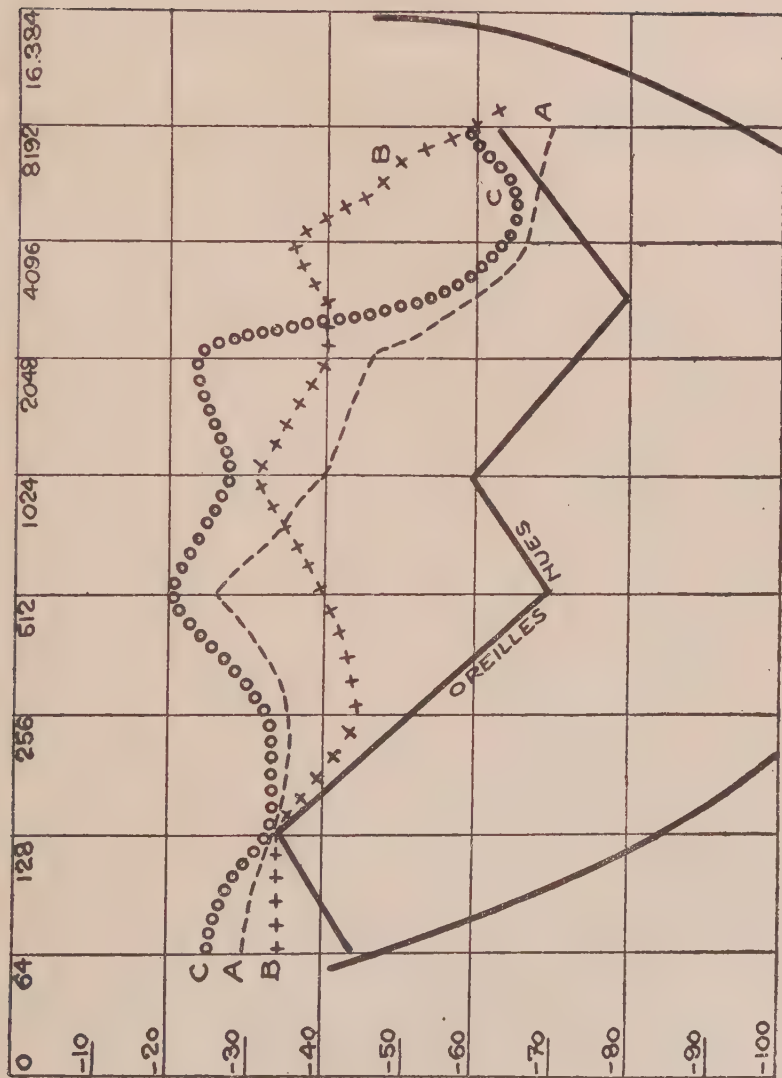


Fig. 10

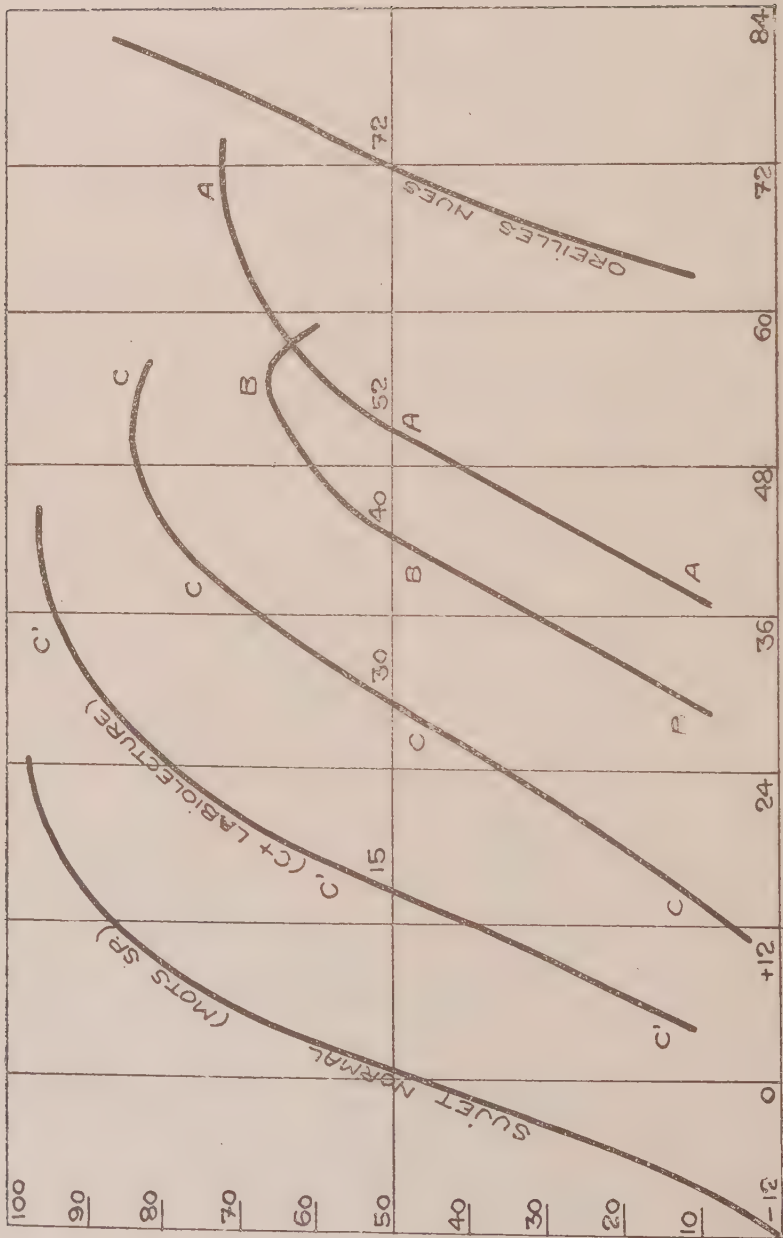


FIG. 11

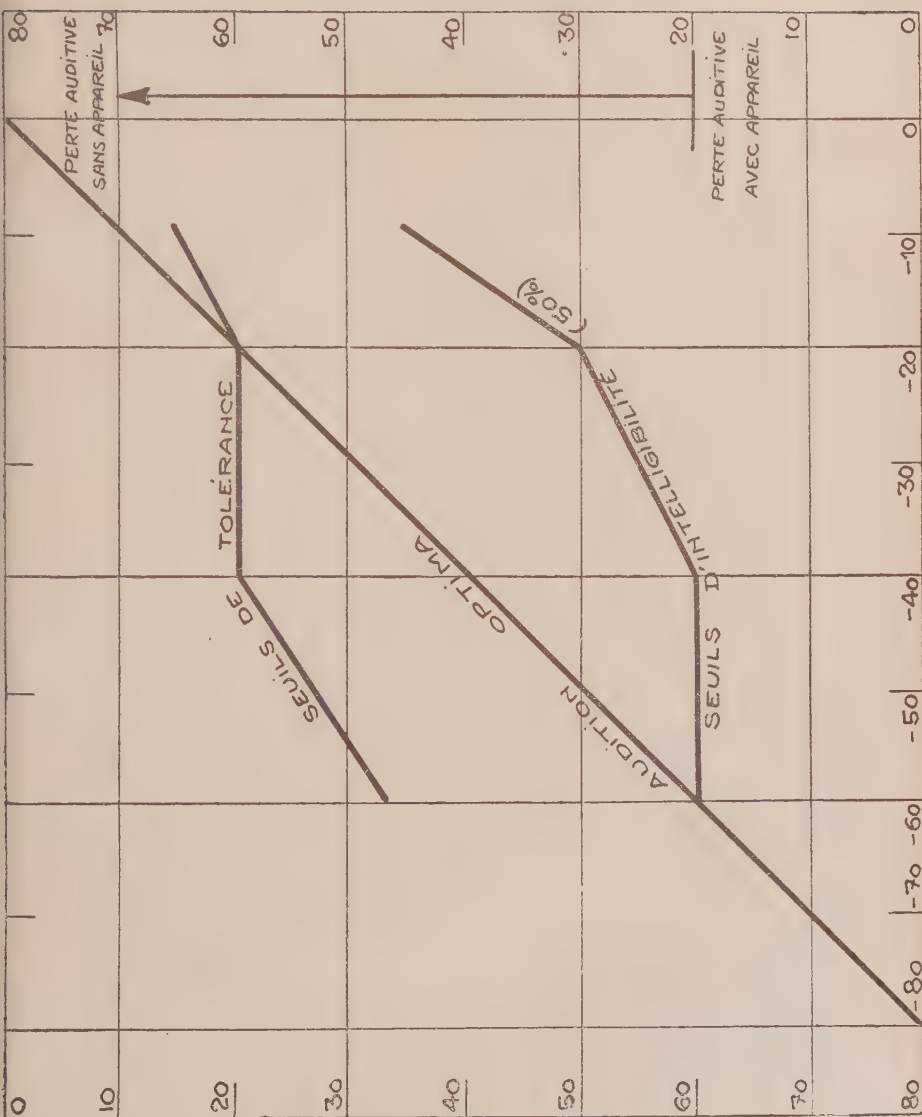


Fig. 12

L'audiogramme indique une surdité de type mixte. A partir de 1024 C la conduction osseuse tend à rejoindre la conduction aérienne. Les pertes par conduction aériennes s'étagent de 60 à 90 db. La surdité est bilatérale et identique (figure 9).

On a essayé trois appareils A. B. C.

L'audiogramme binauriculaire indiquait un gain plus élevé avec C entre 512 et 2049, un gain plus étendu avec B vers les hautes fréquences (figure 10).

La recherche de l'intelligibilité a révélé la supériorité très nette de l'appareil C. Mais même avec cet appareil, on ne put obtenir un pourcentage d'intelligibilité dépassant 85 %. Dès qu'il y a atteinte importante des hautes fréquences, un certain nombre de consonnes restent inaudibles. Avec la labio-lecture, par contre, le pourcentage s'élève à 95 % (figure 11).

Nous remarquons que le seuil de tolérance de ce malade est anormalement bas. Il était donc très important de lui choisir un appareil à maximum de sortie limité. L'écart d'intelligibilité est tout de même de 40 db dans la zone moyenne et le gain maximum de 50 db (figure 12).

OBSERVATION N° 3 (Bruxelles).

M. H..., 61 ans, est sourd depuis sa jeunesse. Son hypoacousie s'est aggravée progressivement. Il existe d'autres sourds dans la famille. Il présente des bourdonnements et des vertiges.

L'audiogramme indique une surdité de perception égale des deux voies de transmission ; les deux courbes se chevauchent à partir de 512 C et dessinent en gros une pente régulière du 256, où la perte est de 70 db, au 4096 où elle est de 110 db. Il y a peu de différences entre les deux oreilles.

Deux appareils A et B donnent un gain appréciable aux sons purs.

Il fut impossible d'obtenir un pourcentage de 50 % de mots compris, oreilles nues, tant ce malade était sourd. Le meilleur appareil se révéla être le modèle B. Mais sans labio-lecture, le pourcentage maximum était de 70 %, avec labio-lecture il passa à plus de 90 %. Cet homme qui, sans aide ne comprenait pas plus de 20 % des mots criés, arrive avec cette prothèse à un pourcentage de 50 % au niveau de la voix moyenne. Nous rap-pelons que ce pourcentage de 50 % est celui qui correspond à la compréhension des phrases.

Le seuil de tolérance est élevé. C'est fort heureux pour ce malade, qui a besoin d'une grande amplification. Nous voyons, par cet exemple, que surdité de perception et abaissement du seuil de tolérance ne sont pas fatalement liés. Inversement, une surdité du type mixte, comme la précédente, peut se compliquer d'un seuil de douleur bas situé.

OBSERVATION N° 4 (Docteur P.-L. Klotz).

Madame Pi..., âgée de 48 ans, a commencé à être gênée pour entendre à 20 ans. Elle a eu trois grossesses à la suite desquelles elle est devenue presque totalement sourde. Elle s'aide de la labio-lecture. Tous les traitements ont été vains. Sa surdité s'accompagne de troubles psychiques : dépression, psychose revendicative. Elle refuse a priori la fenestration et n'a pas confiance dans l'appareillage.

Tympan normaux. Trompes perméables. Nez et pharynx normaux.

Aucun diapason n'est perçu par voie aérienne. Le 512 et le 1024 le sont faiblement par voie osseuse. Les épreuves de Rinne, Weber, Gellé sont impossibles tant la malade est sourde.

L'interrogatoire et les quelques éléments obtenus par l'examen orientent le diagnostic vers une otospongiose ancienne, ce que confirme l'audiogramme : supériorité de la conduction osseuse sur la conduction aérienne, absence d'écart entre C O R et C O A. Les basses et moyennes fréquences ne sont pas seules atteintes. La maladie évoluant depuis longtemps, il s'est produit une altération des hautes fréquences, qui sont maintenant les plus touchées. La perte moyenne est de 60 db à droite et de 70 db à gauche (figure 13).

Après une certaine résistance, la malade est appareillée par voie aérienne à droite (perte moyenne à gauche supérieure à 65 db).

Nous n'avons pas de tests de mesure objective du gain. Mais la malade est revenue avec sa prothèse, enthousiasmée. Le docteur Klotz constate qu'elle suit parfaitement la conversation sans labio-lecture. Son moral est transformé. Quatre mois après, le docteur Klotz revoit le mari, heureux : l'ambiance de son foyer a été révolutionnée par l'achat de la prothèse.

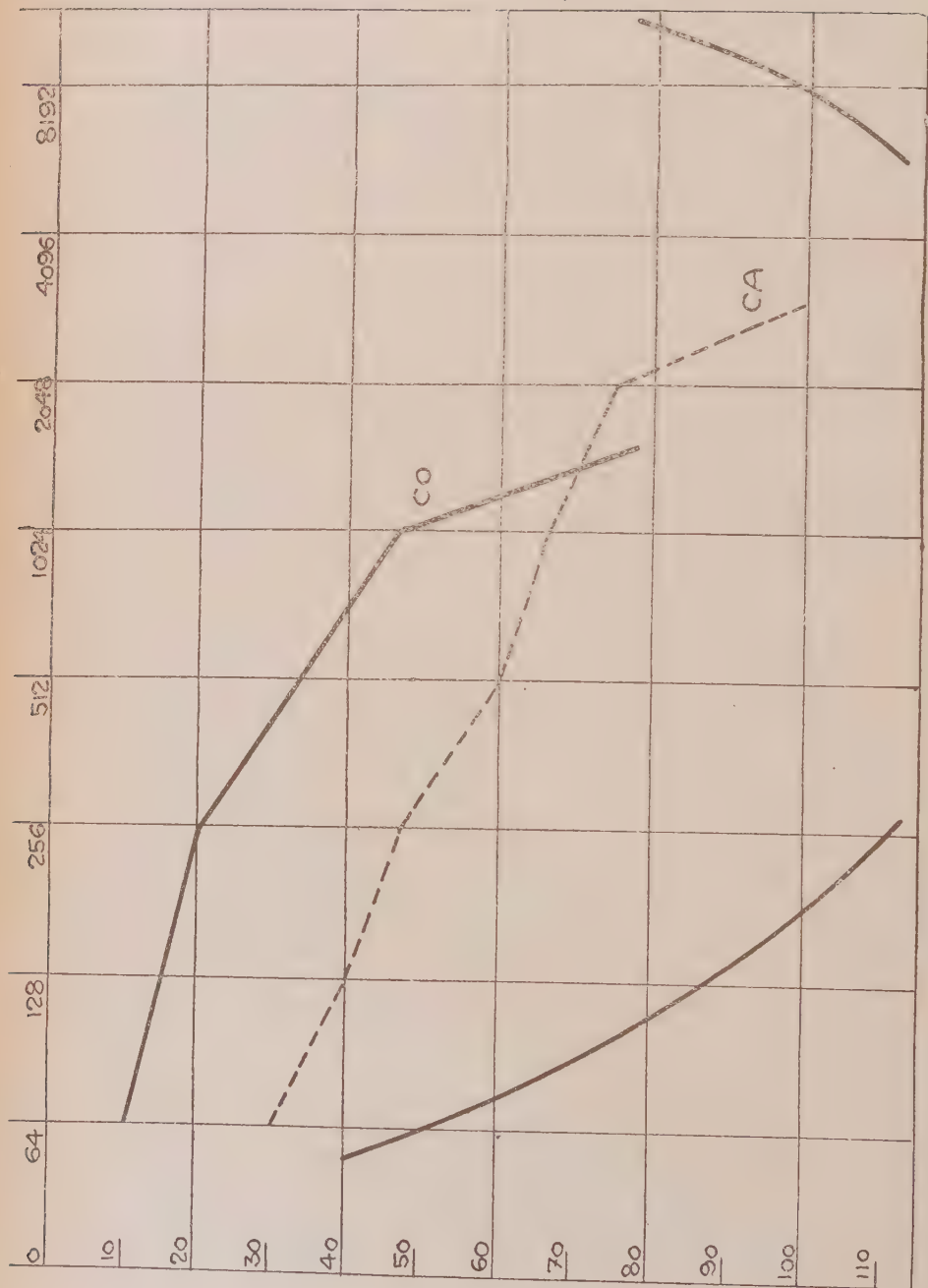


FIG. 13

OBSERVATION N° 5 (Docteur P.-L. Klotz).

M. P..., 55 ans, a une surdité bilatérale très ancienne. Tous les traitements (insufflations, iodures, ionisations, etc...) ont échoué. Il a acheté, avant la guerre, un appareil à charbon et l'a abandonné, mécontent. Il est commerçant : sa surdité le gêne beaucoup pour exercer sa profession. Il s'aide de la labio-lecture. Malgré cela, il est obligé de se faire accompagner par sa femme. Il entend presque normalement au téléphone.

Tympan épais, scléreux. Weber indifférent. Rinne positif des deux côtés. Schwabach normal. Diapasons perçus par voie osseuse.

Examen médical négatif.

Le Docteur Klotz conseille d'essayer une prothèse électronique après établissement de l'audiogramme.

Impatient, le malade se précipite chez un marchand d'appareils, en trouve un qui lui donne satisfaction et juge inutile de faire un audiogramme.

Le résultat est déclaré satisfaisant par la famille.

Il s'agissait là d'un sourd de la transmission, vraisemblablement sans altération des fréquences aiguës et à seuil de tolérance normal, d'où un appareillage facile.

OBSERVATION N° 6 (Docteur P.-L. Klotz).

M. L..., 56 ans, industriel, souffre d'une hypoacousie bilatérale qu'il fait remonter à une violente commotion par éclat d'obus en 1916. Echec de tous les traitements, y compris les cures thermales. Un appareil à charbon, qu'il porte depuis quelques années, ne lui donne pas satisfaction.

Les examens otoscopique et vestibulaire sont négatifs.

Weber latéralisé à gauche. Voie aérienne nulle à droite, faible perception à gauche. Par voie osseuse il entend bien les diapasons des deux côtés.

L'audiogramme indique une surdité de type mixte. Les pertes par voie aérienne à droite sont très sévères (90 db), c'est l'oreille gauche qui doit être appareillée (figure 14).

Cet industriel achète une prothèse électronique et écrit un mois après une lettre, dont nous transcrivons certains fragments :

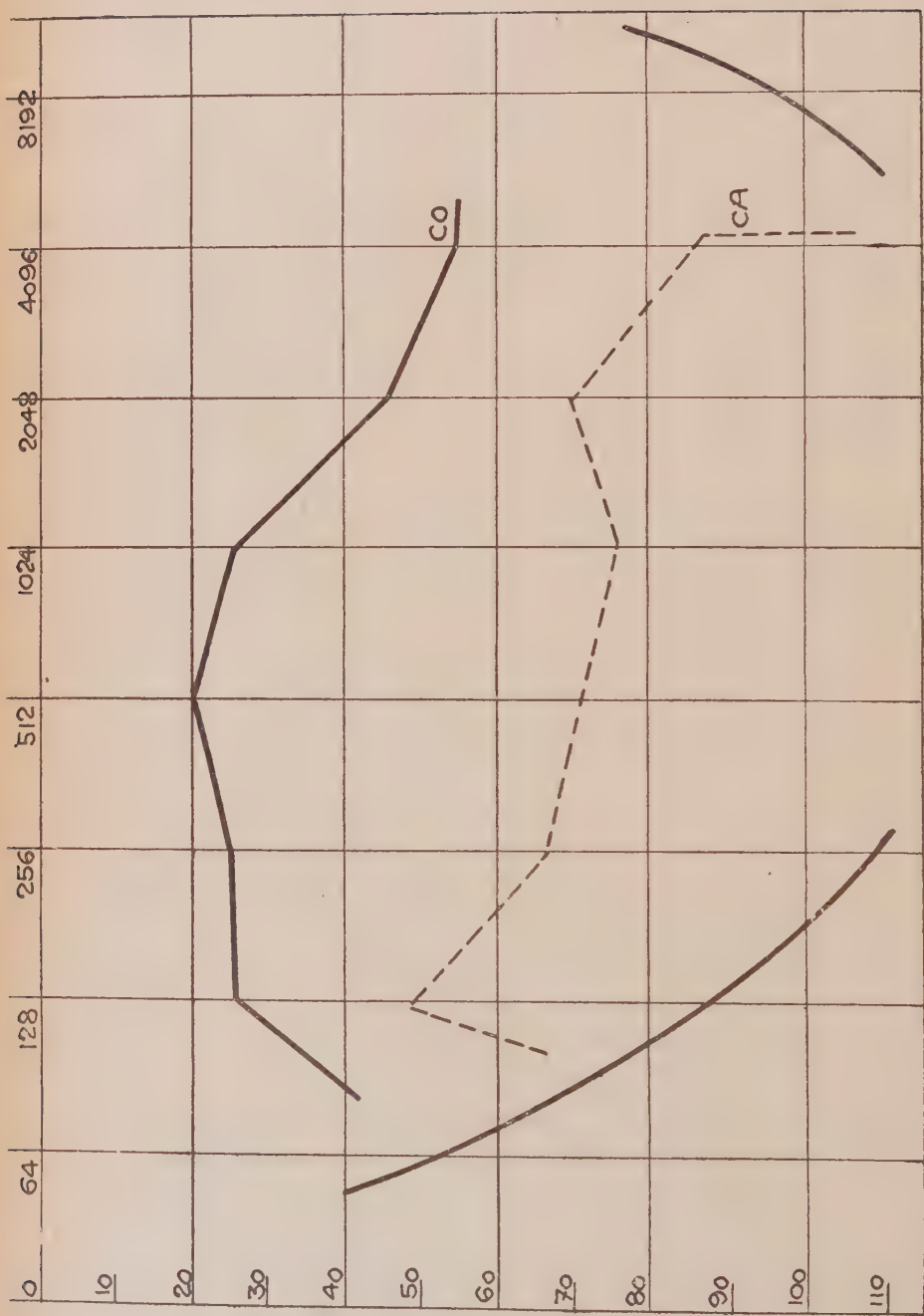


FIG. 14

« Depuis le 24 janvier, j'ai pu avoir un appareil A équipé
« avec pile de 45 volts. Avec cette puissance, je reste à mi-
« course pour le réglage du volume. J'avais à choisir entre cet
« appareil et le B, lequel ne comporte pas de réglage de la
« tonalité. J'ai choisi le A pour sa plus grande pureté de son.
« Je suis très heureux d'avoir suivi vos conseils et malgré que
« mon oreille gauche soit bien malade, cet appareil me permet
« d'entendre dans des conditions de confort bien supérieures à
« mon appareil à charbon. C'est à peine si je sens que j'ai un
« récepteur dans l'oreille, tant il est léger et bien en place.

« Au point de vue audition de la musique, mon Sonotone des-
« cendait plus bas dans le grave, mais n'existait pas dans les
« fréquences élevées. Le A a une marge plus élevée vers les
« tons hauts, les sons sont plus clairs, plus naturels aussi. En
« écoutant la T.S.F., ayant deux appareils à ma disposition,
« j'ai voulu voir si je pourrais rétablir un certain relief musi-
« cal, en mettant le récepteur de A dans l'oreille gauche et le
« vibreur du Sonotone derrière l'oreille droite. J'ai obtenu
« une audition bien supérieure à celle que je connaissais avec
« les appareils isolés. J'ai eu l'impression d'être à côté de l'or-
« chestre, sans avoir modifié le réglage du volume de A, j'avais
« l'impression qu'il me transmettait les sons avec une puissance
« doublée tout en conservant sa pureté... »

OBSERVATION N° 7 (Docteur R. CAUSSÉ).

Publiée dans les Annales O R L de Mars Avril 1948.

« Il s'agit d'une sourde-muette de 25 ans, cliniquement très.
« banale, la voix a le timbre si particulier des sourds-muets... »

L'audiogramme ordinaire (figure 15) montre des restes audi-
tifs très limités, dans la bande de fréquences inférieure à 900 C.
L'audiogramme en audition binaurculaire avec appareil am-
plificateur et haut-parleur révèle un champ auditif plus étendu
allant jusqu'à 5000 C. L'audiogramme binaurculaire avec la
prothèse montre un gain très important sur une étendue du
champ auditif située entre 200 et 5000 C. La conséquence prati-
que est incalculable puisque la malade peut désormais com-
prendre le langage à une distance d'environ 1 m. 50.

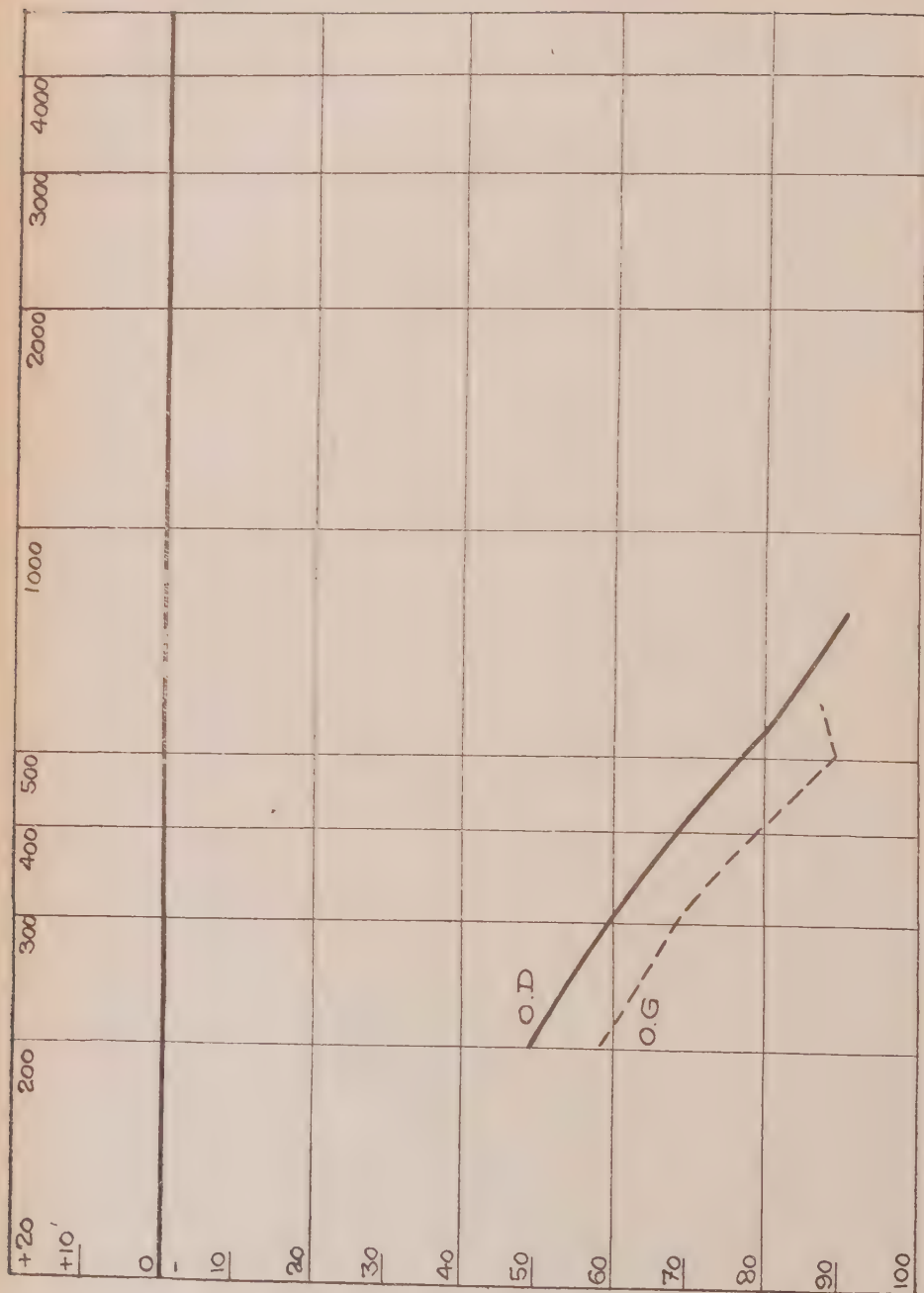


Fig. 15

OBSERVATION N° 8 (Personnelle).

M. Da..., 77 ans, présente une surdité progressive ayant débuté vers 50 ans. Il ne comprend plus la parole d'intensité moyenne. Il présente une nette difficulté de discrimination et se plaint de « résonances » insupportables dès que le volume sonore est un peu élevé.

L'audiogramme révèle une perte complète de l'audition osseuse des deux côtés. La voie aérienne à droite est nulle au-dessus de 2048 C, à gauche les restes auditifs s'étendent de 120 à 3200 C, mais la perte en décibels est très sévère.

Le malade essaie un appareil électronique grâce auquel il peut entendre la voix normale de près, mais quand son interlocuteur s'éloigne, l'augmentation de l'amplification produit ces résonances dont il se plaint. Nous attribuons ce phénomène à un effet de « recrutement ».

Nous avons ici un cas typique de surdité de perception par dégénérescence sénile, les plus difficiles à appareiller.

Notons cependant que si le malade avait disposé des moyens financiers suffisants pour l'achat d'une prothèse, celle-ci lui permettrait la conversation de près avec un interlocuteur utilisant une voix de conversation normale.

OBSERVATION N° 9 (Docteur P.-L. Klotz).

M. Leu..., 55 ans, n'entend plus à gauche depuis 1918, à la suite d'un éclatement d'obus ; à droite la surdité, apparue en 1929, a été progressive. Actuellement sa surdité est complète. Il se sert de labio-lecture.

Les tympans sont scléreux.

Les diapasons ne sont plus perçus.

L'audiogramme indique une absence complète d'audition dans les fréquences élevées, seuls persistent quelques restes entre 128 C et 512 C. Il était évident qu'un tel malade ne tirerait aucun bénéfice d'une prothèse, c'est ce qui se produisit en effet.

OBSERVATION N° 10 (Docteur P.-L. Klotz).

M. Let..., 61 ans, sourd depuis la guerre de 1914-18. N'entend pratiquement plus la parole. Une vue très défectueuse empêche la labio-lecture.

L'audiogramme montre à droite des restes auditifs très pauvres (128 C à 512 C), à gauche la bande des fréquences perçues s'étend de 512 à 4096, mais avec une perte moyenne de 80 db. Donc surdité de perception sévère.

L'appareillage ne donne aucun résultat. Ici encore cet échec était prévisible. Malgré des restes à gauche intéressant la bande des fréquences utiles, la perte en intensité est si importante que l'amplification n'a pu être suffisante sans atteindre le seuil douloureux.

OBSERVATION N° 11 (Docteur P.-L. Klotz).

M. A..., 21 ans, sourd-muet intelligent. Perçoit quelques diapasons par voie osseuse.

L'audiogramme le place parmi les « demi-sourds ». Il conserve, en effet, des restes importants sur toute la bande des fréquences utiles. Nous donnons à dessein le graphique de l'oreille la plus mauvaise, l'autre, la droite, est un peu meilleure (fig. 16).

Cependant ce malade, après des essais faits dans une agence, n'a pu être appareillé.

Si nous comparons son audiogramme à celui de la sourde-muette de l'Observation n° 7, nous sommes en droit de nous étonner de cet échec.

Ce cas nous a paru typique des insuccès dûs, selon nous, à l'imperfection de certaines méthodes d'appareillage. Dans les cas faciles, l'audiogramme, les tableaux des fabricants suffisent à orienter le choix, car la plupart des modèles auraient convenu. Mais dès que la surdité se complique, ces procédés se révèlent insuffisants. La méthode des tests objectifs, au contraire, aurait révélé ce qui dans cette surdité la rendait un cas difficile (seuil de tolérance trop bas, mauvaise perception des consonnes aiguës, etc...) ou si plus simplement ce malade n'ayant jamais entendu la parole, éprouvait des difficultés d'ordre psychique et non auditif à identifier les mots. Ce cas nous ramène au problème de l'appareillage des sourds-muets. Il ne devrait se faire que par des spécialistes, professeurs d'instituts de sourds-muets ou otologues ayant une connaissance particulière de ces infirmes.

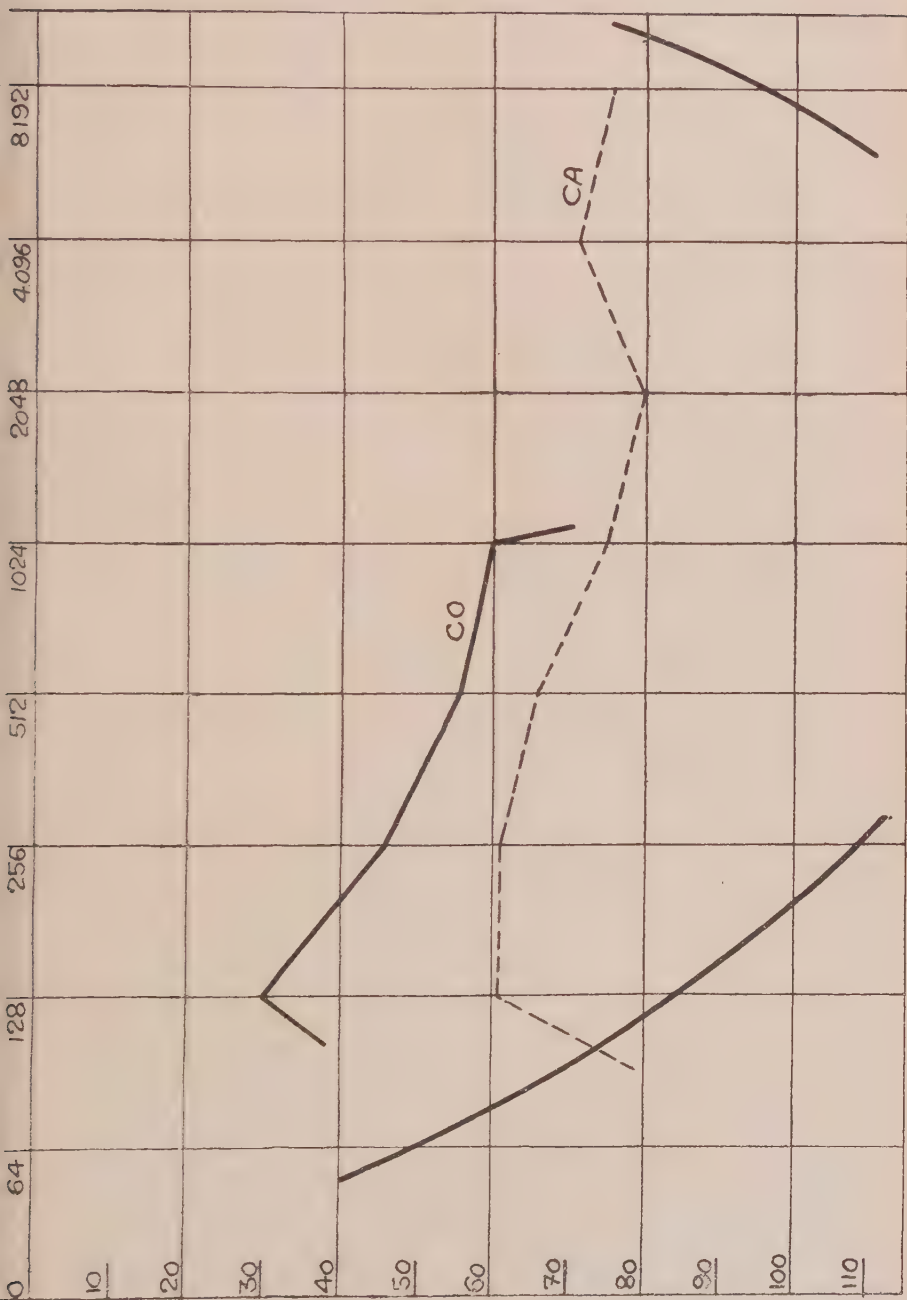


Fig. 16

CONCLUSIONS

De cette étude il ressort que les aspects de la surdité qui paraissaient à première vue les plus intéressants pour guider l'appareillage du sourd, c'est-à-dire les pertes au seuil d'acuité auditive pour les sons purs, puis les mêmes pertes au niveau d'intensités subjectives confortables, se sont révélés de peu d'importance.

Des tests nouveaux ont montré que dans la région de l'aire auditive où le sourd écoute le plus volontiers (autour de 100 db au-dessus du niveau de référence 2.10 dynes/cm²) son audition est plus près de celle de l'homme normal qu'aux niveaux plus bas. C'est pourquoi un appareil qui offrirait une courbe de réponse fréquence/amplification absolument uniforme entre 300 et 4.000 C ou, dans des cas plus rares, une courbe présentant un accroissement de l'amplification vers les hautes fréquences d'au maximum 6 db à l'octave, satisferait tous les sourds appareillables. Il apparait que le jour où cette performance serait atteinte, le point le plus délicat resterait la détermination du seuil de tolérance pour limiter au niveau voulu la puissance de sortie de l'appareil. Le gain acoustique total varierait de 40 à 80 db suivant la perte auditive. Dans les cas de pertes importantes l'embout auriculaire devrait être parfaitement ajusté pour éviter l'effet LARSEN. Le problème de l'appareillage deviendrait relativement simple.

A l'heure actuelle les appareils qui existent sont loin de remplir ces conditions : les courbes de réponse sont tout à fait irrégulières. Des distorsions de toute sorte introduisent une variété extrême entre les différents modèles.

Dans cette situation, l'appareillage est une chose importante et délicate qui requiert, pour bien faire, l'emploi de tests objectifs méthodiques et de tests subjectifs de qualité du son. Si le technicien qui s'en charge connaît son métier, il y a peu de sourds qui ne tireront bénéfice d'une de ces prothèses.

Nous insistons sur la nécessité qu'il y a actuellement et qu'il y aura toujours à procéder à un entraînement du sourd appareillé pour lui apprendre l'usage de sa prothèse et développer chez lui des sens et des facultés destinés à compenser la défaillance de son audition. En effet, un malade présentant une surdité sévère ne tire le bénéfice maximum de son appareil que s'il subit un entraînement auditif et s'il sait s'aider de la labio-lecture.

Nous soulignons également le fait que la prothèse est indiquée chez les grands sourds, même si elle ne permet pas l'intelligibilité de la parole, quand ils présentent une psychose dépressive.

Nous avons tracé une esquisse de la prothèse de l'avenir. Une fois celle-ci réalisée, le champ des investigations sera-t-il clos ? Nous ne le pensons pas. Il resterait à trouver une source d'alimentation moins lourde, moins coûteuse, de plus longue durée, et des appareils encore moins fragiles.

Le rôle des otologistes dans l'appareillage est plus important qu'ils ne le croient souvent. Un trop grand nombre d'entre eux se désintéressent de la question. Non seulement l'otologiste doit faire l'examen préalable du malade, mais c'est lui qui doit lever les doutes de son client, vaincre ses résistances avec des arguments sérieux basés sur une connaissance suffisante du problème. C'est lui également qui doit conseiller son malade porteur d'une prothèse et le guider quand c'est un grand sourd. S'il réussit, il aura transformé la vie de son malade.

BIBLIOGRAPHIE

OUVRAGES DE BASE

- R. CAUSSÉ et I. GONDET. — Notions théoriques et pratiques sur les appareils amplificateurs pour sourds. (*Annales d'Oto-Laryngologie* 65, 1945, nos 3-4, p. 117).
- R. CAUSSÉ et I. GONDET. — Audiogrammes commentés. (*Annales d'Oto-Laryngologie* 13, 1946, nos 5-6, p. 193).
- R. CAUSSÉ. — Evolution technique des appareils de prothèse acoustique. (*La Presse Médicale*, 1947, n° 2, p. 15).
- J.-E. FOURNIER. — Abrégé d'audiométrie. Bruxelles. Prébinaire, édit.
- Report of the committee on electro-acoustics (*Medical research council special report series*, n° 261, London, 1947).
- HALLOWELL DAVIS et ses COLLABORATEURS. — The selection of the hearing aids. (*Laryngoscope*, Mars et Avril 1946).
- H. DAVIS, S.-S. STEVENS, R.-H. NICHOLS. — Hearing aids, an experimental study of design objectives. (*Harvard University Press*, 1947).
- H. DAVIS, M. D. et ses COLLABORATEURS. — Hearing and Deafness. (New-York, Murray Hill books, édit.).

AUTRES OUVRAGES CONSULTÉS

- SOURDILLE. — Traitement chirurgical des otospongioses. Paris, 1948. Masson, édit.
- CHAVASSE. — Essai sur la phonétique statistique de la langue française et son application à l'étude de l'intelligibilité d'une conversation. (*Annales des Télécommunications*, 3-1948, n° 1).
- BUNCH. — Usable hearing. (*Annales of otolaryngology*, 49 : 359, 1940).

- TARNEAUD et S. BOREL-MAISONNY. — Traité pratique de Phonologie et de Phoniatrie. Paris, Maloine, édit.
- CARTER. — Physics of a vacuum tube hearing aid. (*Ann. Academy of ophthalmology* 9 : 162, déc. 1942).
- GORDON BERRY. — Transactions American otological society, 1939.
- HAYDEN. — Tube or carbon ? (*Journal of the american medical association*, July 1940).
- HOLMGREN. — Sur les dangers que la prothèse fait courir à l'audition. (*Acta Otolaryngology*, 28 : 440, 1940).
- HUGHSON (Walter). — Hearing aid problems (*Archives of Otolaryngology*, May 1942).
- KRANZ (Fred W.). — Tentative for measurement of performances of hearing aids. (*Archives of Otolaryngology*, October 1945).
- LEDERER (F.-L.) and HARDY (W.-G.). — Treatment and training of the hard of Hearing. (*Archives of Otolaryngology*, May 1946).
- LEMPERT. — Sur les résultats comparés de la fenestration et de la prothèse électronique. (*The laryngoscope* 51 : 330 1941).
- LEWY (A.) and NORMAN (Leshin). — Functional examination of hearing. (*Archives of Otolaryngology*, Mars 1942).
- MORRISSETT (L.-E.). — The aural rehabilitation program of the U. S. army for the deafened and hard of hearing. (*Ann. of Otolaryngology*, Déc. 1946).
- RESNICK (F.-A.) et BERTRAM (F.-Apter). — Fabrication of earmolds. (*Naval Medical Bulletin*, Mars 1946).
- SHAMBAUGH (G.-E.). — Fenestration and hearing aid. (*Archives of Otolaryngology*, Mars 1945).
- SHEPARD. — Sur l'introduction d'une distorsion volontaire dans les prothèses électroniques. (*The Laryngoscope*, 50-767, 1940).
- SHIER. — Sur les embouts auriculaires. (*The Laryngoscope*, 51-52, 1941).
- SILBERMAN (S.-R.). — Training for optimum use of hearing aids. (*The Laryngoscope*, Janvier 1944).
- WATSON et KNUDSEN. — *Journal of the acoustical society of America*, 2-406, 1940.

WELLS. — Some practical considerations with regard to hearing aids. (*Ann. of Otolaryngology*, 49-427).

Naval Medical Bulletin, Mars 1946. — Hearing and speech rehabilitation.

Journal of the American Medical association (J.A.M.A.) :

1° Maximum requirements for acceptable electrical hearing aids, 127-521, 1945.

2° Listes des appareils acceptés par le Comité. Janvier 1947.

3° Rapports du *Council of physical Medicine* de 1942 à 1947.

Vu,

LE DOYEN :

L. BINET.

Vu,

et Permis d'Imprimer,

LE RECTEUR

DE L'ACADÉMIE DE PARIS :

J. SARRAILH.